

Université de Montréal

Réactivité posturale et inconfort subjectif induits par un stimulus visuel

par

Jean-Marie Hanssens

Département de physiologie

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté de Médecine
en vue de l'obtention du grade de Ph.D.
en sciences neurologiques

Janvier 2013

© Jean-Marie Hanssens, 2013

Université de Montréal

Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée :

Réactivité posturale et inconfort subjectif induits par un stimulus visuel

Présentée par :

Jean-Marie Hanssens

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Trevor Drew, président-rapporteur

Jocelyn Faubert, directeur de recherche

Maurice Ptito, membre du jury

Carol L. Richards, examinateur externe

John Kalaska, représentant du doyen de la FES

Résumé

Il est bien connu des professionnels de la vision que l'ajustement des verres progressifs sur un patient presbyte peut induire de l'inconfort et des difficultés posturales (Timmis, Johnson, Elliott, & Buckley, 2010). Ces plaintes sont directement associées à l'information visuelle perçue à travers les verres progressifs. Le principal objectif de cette thèse est d'identifier quels sont les paramètres d'un stimulus visuel (p.ex. fréquence temporelle ou vitesse) à l'origine de la perturbation posturale et de l'inconfort. Les distorsions dynamiques perçues à travers des verres progressifs s'apparentent aux mouvements d'un bateau qui roule de droite à gauche ou qui tangue d'avant en arrière. Ce type de stimulation visuelle a été reproduit dans une voute d'immersion en réalité virtuelle avec un sol à texture de damier noir et blanc qui oscillait périodiquement de droite à gauche et d'avant en arrière à différentes fréquences et amplitudes.

Les études qui portent sur ce sujet montrent que la réponse posturale induite visuellement augmente avec la vitesse de stimulation et diminue lorsque la fréquence augmente. Cette information peut paraître contradictoire, car ces deux variables sont liées entre elles par l'amplitude et covarient dans le même sens. Le premier objectif de cette thèse était de déterminer les causes possibles de cette contradiction. En faisant varier la fréquence temporelle de stimulation visuelle, on retrouve deux domaines de réponse posturale. Le premier domaine correspond aux fréquences inférieures à 0,12 Hz. Dans ce domaine, la réponse posturale est visuodépendante et augmente avec la vitesse du stimulus. Le second domaine postural correspond aux fréquences supérieures à 0,25 Hz. Dans ce domaine, la réponse posturale sature et diminue avec l'augmentation de la fréquence. Cette saturation de la réponse posturale semble causée par des limitations biomécaniques et fréquentielles du système postural.

D'autres études ont envisagé d'étudier l'inconfort subjectif induit par des stimuli visuels périodiques. Au sein de la communauté scientifique, deux théories principales se confrontent. La théorie sensorielle repose sur les conflits sensoriels induit par le stimulus visuel tandis que la théorie posturale suggère que l'inconfort est la conséquence de

l'instabilité posturale. Nos résultats révèlent que l'inconfort subjectif induit par une stimulation visuelle dynamique dépend de la vitesse du stimulus plutôt que de sa fréquence. L'inconfort peut être prédit par l'instabilité naturelle des individus en l'absence de stimulus visuel comme le suggère la théorie posturale. Par contre, l'instabilité posturale induite par un stimulus visuel dynamique ne semble pas être une condition nécessaire et suffisante pour entraîner de l'inconfort. Ni la théorie sensorielle ni la théorie posturale ne permettent à elles seules d'expliquer tous les mécanismes à l'origine de l'inconfort subjectif. Ces deux théories sont complémentaires, l'une expliquant que l'instabilité intrinsèque est un élément prédictif de l'inconfort et l'autre que l'inconfort induit par un stimulus visuel dynamique résulte d'un conflit entre les entrées sensorielles et les représentations acquises par l'individu.

Mots-clés : Vision, posture, inconfort subjectif, distorsion, vitesse, fréquence temporelle.

Abstract

It is well known by eye care professionals that fitting progressive lenses on a presbyopic patient can induce some discomfort and postural difficulties (Timmis, Johnson, Elliott, & Buckley, 2010). The complaints are directly related to the visual information seen through progressive lenses. The main objective of this thesis is to identify the parameters of a visual stimulus (e.g. temporal frequency or velocity) causing the postural perturbation and discomfort. Dynamic distortions perceived in progressive lenses are similar to movements of a boat that rolls from side to side or pitches back and forth. This type of stimulation was reproduced in a full immersive virtual environment with simulated a black and white checkerboard at floor level. This checkerboard periodically swayed at different frequencies and amplitudes.

Studies on this topic reveal that visually induced postural responses increase with stimulus velocity and decrease as frequency increases. This information may seem contradictory because these two variables are linked by the amplitude and covary in the same direction. The first objective was to determine the possible causes of this contradiction. Our results show that the postural response to the visual stimulus can be divided into several different areas depending on the frequency range. The first area corresponds to frequencies below 0,12Hz. In this category, postural response is dependent on visual information and increased with stimulus velocity. The second area corresponds to frequencies above 0,25Hz. In this category, postural response saturates and decreases with increasing frequency. This saturation seems to be caused by biomechanical and frequency limitations of the postural system.

Other studies have examined subjective discomfort induced by periodic visual stimuli. In the scientific community, two main theories exist: the sensory conflict theory and the postural instability theory. The first theory is based on sensory conflicts induced by the visual stimulus while the second theory suggests that postural discomfort is the result of postural instability. Our results show that subjective discomfort induced by dynamic visual stimulation depends on the velocity of the stimulus rather than its frequency. Discomfort

can be predicted by the natural instability of individuals in the absence of visual stimuli as suggested by the postural theory. However, postural instability induced by a dynamic visual stimulus is neither necessary nor sufficient to cause discomfort. According to our results, neither the sensory conflict theory, nor the postural instability theory on their own can explain all the mechanisms behind the appearance of subjective discomfort. These two theories are complementary, one explaining that the intrinsic instability is a predictor of discomfort; the other that discomfort induced by a dynamic visual stimulus involves a conflict between sensory input and representations obtained by the individual.

Keywords: Vision, posture, subjective discomfort, distortion, velocity, temporal frequency.

Table des matières

Résumé.....	i
Abstract	iii
Table des matières.....	v
Liste des figures	viii
Liste des tableaux.....	xiv
Liste des abréviations.....	xv
Remerciements.....	xvii
1 Introduction.....	1
1.1 Introduction générale	2
1.2 Stimuli visuels de l'environnement quotidien.....	3
1.2.1 Stimulations visuelles quotidiennes	3
1.2.2 Distorsions optiques statiques et dynamiques.....	5
1.3 Le système visuel et la perception des mouvements.....	11
1.3.1 Le système visuel	11
1.3.2 Perception du mouvement.....	15
1.3.2.1 Survol des mécanismes de perception du mouvement.....	15
1.3.2.2 Connexions cortico-corticales.....	18
1.3.2.3 Traitement de la vitesse du mouvement.....	19
1.3.3 Processus visuomoteurs	23
1.4 Rôle de la vision dans le maintien du contrôle postural.....	26
1.4.1 Contrôle postural multi-sensoriel.....	26
1.4.2 Stratégies posturales du maintien de l'équilibre	28
1.4.3 Contrôle visuel de la posture.....	30
1.4.3.1 Contrôle visuel de la posture en condition statique	30
1.4.3.2 Contrôle visuel de la posture en condition dynamique	32
1.4.3.3 Rôle de la vision périphérique dans le contrôle postural	38
1.4.3.4 Contrôle visuel de la posture en fonction de l'âge.....	39

1.5	Effet de la vision sur l'inconfort subjectif.....	41
1.5.1	Généralités.....	41
1.5.2	Théorie sensorielle	43
1.5.3	Théorie posturale.....	45
1.5.4	Paramètres visuels à l'origine du VIMS	46
1.6	Rappel des objectifs	48
1.6.1	Effet d'un stimulus visuel dynamique sur le contrôle postural.....	48
1.6.2	Effet d'un stimulus visuel dynamique sur la cinétose.....	49
1.7	Études et résultats préliminaires.....	50
1.7.1	Vagues virtuelles (Annexe 1).....	50
1.7.2	Développement de la réactivité posturale induite visuellement en fonction de l'âge (Annexe 2).....	52
1.7.3	Réactivité posturale induite visuellement au cours de la vie (Annexe 3)	58
1.7.4	Vision centrale vs périphérique (Annexe 4).....	61
1.7.5	Influence des hémichamps visuels sur la réponse posturale (Annexe 6)	66
1.8	Conception du stimulus visuel	72
2	Article 1	75
	Abstract	77
	Introduction	78
	Methods.....	80
	Data analysis	85
	Results.....	86
	Discussion	90
	Conclusion.....	94
	References	94
3	Article 2.....	98
	Abstract	100
	Introduction	101
	Methods.....	103

Data Analysis	107
Results	109
Discussion	114
Conclusions	117
References	118
4 Discussion générale.....	122
4.1 Rappels des objectifs.....	123
4.2 Comportement postural.....	123
4.3 Domaines de réponse posturale.....	126
4.4 Effet de la direction de stimulation	130
4.5 Effet d'un stimulus visuel sur l'inconfort subjectif.....	135
4.6 Théories posturale et sensorielle de l'inconfort subjectif	137
4.7 Applications cliniques.....	140
5 Conclusions	145
Références générales.....	147
Annexe 1	i
Annexe 2	x
Annexe 3	xxii
Annexe 4	xxix
Annexe 5	xli
Annexe 6	liii

Liste des figures

- Figure 1. Distorsions statiques centrales. L'œil est fixe et l'axe visuel est confondu à l'axe optique du verre. L'ensemble des rayons lumineux passe par la pupille d'entrée P qui est considérée comme diaphragme de référence pour calculer la distorsion. 6
- Figure 2. Illustrations des distorsions statiques et dynamiques induites par des verres simples vision. L'objet de départ est représenté par une grille carrée rouge tandis que la distorsion perçue à travers le verre est représentée par la grille noire. (A) Un verre négatif (myopie) induit une « compression de l'image nommée "effet en barillet". Un déplacement de la tête vers la droite ou la gauche induit un mouvement de l'image dans la même direction. (B) Un verre positif (hypermétropie) induit une "expansion" de l'image nommée "effet en coussinet". Un déplacement de la tête vers la droite ou la gauche induit un mouvement de l'image dans la direction opposée. Cette figure est une représentation générale des distorsions réellement perçues par les porteurs de verres simples vision, car chaque verre simple vision induit une distorsion un peu différente dépendamment des ses caractéristiques optiques et géométriques. 8
- Figure 3. Illustration de la distorsion statique induite par un verre progressif. Une grille carrée (grise) est étirée vers le bas et élargie au niveau de sa base. Cette figure est une représentation générale des distorsions réellement perçues par les porteurs de verres progressifs, car chaque verre progressif induit une distorsion un peu différente dépendamment des ses caractéristiques optiques et géométriques. 9
- Figure 4. Illustration de la déformation d'une grille carrée par le port de verres progressifs en fonction de l'orientation de la tête à gauche (A), à droite (B), en haut (C) et en bas (D). 10
- Figure 5. Représentation des voies visuelles. L'information visuelle est dissociée en fonction des deux hémichamps droit (bleu) et gauche (rose). L'énergie lumineuse est transformée en influx électrique au niveau de la rétine puis est transférée vers les corps genouillés latéraux via les axones des nerfs optiques. La décussation d'une partie des fibres nerveuses au niveau du

chiasma optique permet d'assurer le traitement croisé de l'information visuelle. L'information visuelle d'un même hémichamp captée par les deux rétines est donc rassemblée pour ensuite se diriger vers le cortex visuel controlatéral. L'information visuelle issue des corps genouillés latéraux se propage ensuite le long des radiations optiques pour rejoindre le cortex visuel primaire V1. Adapté de Bear, Connors, and Paradiso (1999). 13

Figure 6. Représentation des voies dorsale (voie pariétale ou voie du « où ») et ventrale (voie temporale ou voie du « quoi »). Projection des neurones magnocellulaires des Corps Genouillés Latéraux (CGL) vers le cortex visuel primaire (V1) puis vers le cortex pariétal (MT, MST, etc.). Projection des neurones parvocellulaires des CGL vers le cortex visuel primaire (V1) puis vers le cortex temporal (V2, V4, etc.). Les connexions indiquées dans la figure sont représentées d'après des connexions anatomiques. Seules certaines connexions sont représentées et plusieurs zones corticales n'apparaissent pas dans la figure. La voie pariétale reçoit des projections de la voie magnocellulaire tandis que la voie temporale reçoit des projections des deux voies magno et parvocellulaire. (Abréviations : **AIT** = anterior inferior temporal area; **CIT** = central inferior temporal area; **LIP** = lateral intraparietal area ; **Magno** = couche magnocellulaire du corps genouillé latéral ; **MST** = medial superior temporal area ; **MT** = midle temporal area ; **Parvo** = couche parvocellulaire du corps genouillé latéral ; **PIT** = posterior inferior temporal area ; **VIP** = ventral intraparietal area. Issu de Kandel, Schwartz, and Jessell (2000) et adapté de Merigan and Maunsell (1993). 14

Figure 7. Illustration du « problème de l'ouverture ». (A) Trois objets se déplaçant dans trois directions différentes peuvent, lorsqu'ils sont observés dans une ouverture plus petite que les objets, donner l'impression de se déplacer dans la même direction. (B) Lorsque le mouvement d'un objet vers le bas (1) ou vers la droite (2) est vu à travers une petite ouverture, le déplacement du bord de cet objet n'indique pas la direction de l'objet entier. Les bords 1 et 2 de l'objet peuvent être perçus par plusieurs champs récepteurs spécifiques à des directions perpendiculaires (3). L'intégration de ces différents champs récepteurs par une cellule de plus haut niveau permet de déterminer le mouvement de l'objet entier. Adapté de (Movshon, 1990). 17

- Figure 8. Représentation fréquentielle spatiotemporelle. (a) Représentation du spectre de mouvement de deux bords, un se déplaçant de droite à gauche à une vitesse v (ligne pleine) et l'autre à $v + \Delta v$ (ligne pointillée). La discrimination des vitesses de deux bords nécessite un mécanisme de réponse sélectif à une inclinaison particulière de l'objet. (b) Spectre de champ récepteur d'un neurone MT testé avec 30 différentes combinaisons de fréquences spatiales et temporelles (Perrone & Thiele, 2001). Ce neurone est sélectif à une orientation particulière et une vitesse d'environ 3°/sec. Seules les fréquences spatiales du quadrant supérieur droit sont représentées dans cette représentation de contour. Adapté de (Perrone & Thiele, 2002). 20
- Figure 9. Représentation des contours de discrimination spatio-temporelle de trois sujets lors de l'ajout de bruit à vitesse constante (A-C) ou à vitesse variable (D-F). L'ajout de bruit constant induit une élongation des contours de discrimination le long de l'axe de vitesse constante (A-C) tandis que l'ajout d'un bruit à vitesse variable rend impossible la discrimination de la vitesse (D-F). Adapté de (Reisbeck & Gegenfurtner, 1999). 21
- Figure 10. Représentation des ajustements de vitesses préférées du capteur de mouvement du modèle WIM en fonction du pourcentage de neurones de l'aire MT ($N = 84$). La distribution de la vitesse optimale des neurones de l'aire MT est de nature bimodale avec une valeur médiane de 11,5 deg/sec et une moyenne de 22,67 deg/sec ($SD = 32,2$ deg/sec). Adapté de (Perrone & Thiele, 2002). 23
- Figure 11. Projections du cortex visuel primaire vers les aires corticales associatives. Illustre les voies dorsale et ventrale, mais aussi les projections vers les aires sensorielles associatives, motrices et frontales. Tiré de (Rhawn, 2011). 26
- Figure 12. Déplacement du centre de pression (en pourcentage) lors de la perturbation des différentes afférences sensorielles impliquées dans le maintien de la posture. Le déplacement du centre de pression (CdP) est davantage perturbé lors d'une perturbation du système somatosensoriel ou visuel que lors d'une perturbation du système vestibulaire. Une perturbation combinée des différents systèmes sensoriels amplifie les déplacements du CdP. Adapté de (Simoneau, et al., 1995). 28

- Figure 13. Illustration des stratégies posturales selon les axes de rotations dans le plan sagittal. Adapté de (Nashner & McCollum, 1985). 29
- Figure 14. Représentation des conditions expérimentales utilisées dans l'étude de (Ravaioli, et al., 2005). Les participants se tenaient debout avec les mains croisées devant le ventre et les pieds en tandem. Le stimulus visuel était affiché sur un écran de 2 x 2,5 m situé en face et à hauteur des yeux du sujet. 100 triangles blancs oscillaient à une fréquence de 0,2 Hz avec une amplitude de 4 mm en plus d'effectuer une translation de la gauche vers la droite à différentes vitesses (0 à 4 cm/sec). Adapté de Ravaioli, et al. (2005). 35
- Figure 15. Illustration des vagues virtuelles qui oscillent sinusoïdalement d'avant en arrière. Une texture de damier était appliquée afin de mettre en évidence les reliefs du stimulus. Différents paramètres tels que l'amplitude, la fréquence temporelle, la phase, la position verticale, etc. permettaient de modifier le mouvement des vagues. La voute d'immersion (FIVE) est représentée dans la figure afin d'illustrer sa position par rapport au sujet, mais cette dernière était presque imperceptible lors de la stimulation visuelle. 51
- Figure 16. Tunnel virtuel simulé dans une voute d'immersion. Le tunnel oscillait de façon linéaire dans la direction antéropostérieure selon une amplitude de 2 m et trois fréquences temporelles (0,125, 0,25 et 0,5 Hz). En haut, le tunnel est représenté tel que perçu par le participant. En bas, le tunnel est représenté dans le contexte de la voute d'immersion. Les instruments tels que les projecteurs et les miroirs n'étaient pas visibles pour le participant. 54
- Figure 17. BSA moyen en fonction du Groupe d'Âge et de la Fréquence de l'Oscillation linéaire. Les barres d'erreur représentent l'erreur type. Adapté de (Greffou, Bertone, Hanssens, & Faubert, 2008). 56
- Figure 18. vRMS (velocity Root Mean Square) moyen en fonction du Groupe d'Âge et de la Fréquence de l'Oscillation linéaire. Les barres d'erreur représentent l'erreur type. Adapté de (Greffou, et al., 2008). 57
- Figure 19. L'oscillation (BSA) moyenne (haut) et instabilité posturale (vRMS) moyenne (bas) en fonction de l'âge et de la fréquence de l'oscillation linéaire. Les courbes noires représentent les courbes de tendance polynomiale de 2^e ou 3^e ordre. 60

- Figure 20. Représentation du tunnel virtuel qui oscillait de façon linéaire dans la direction antéropostérieure. (Gauche) exposition au tunnel complet qui couvrait l'ensemble du champ visuel (central et périphérique). (Centre) occlusion de la partie centrale du tunnel afin de stimuler la vision périphérique. (Droite) occlusion de la partie périphérique afin de stimuler la vision centrale. Les figures supérieures représentent la stimulation telle que perçue par les participants tandis que les figures inférieures représentent le stimulus dans le contexte de la voute d'immersion. 62
- Figure 21. BSA moyen en fonction du champ visuel et de la fréquence d'oscillation du tunnel pour les conditions statiques. FF = Full field (complet), C4 = 4° centraux, P4 = 4° périphériques et ainsi de suite. Les barres d'erreur représentent l'erreur type. 63
- Figure 22. BSA moyen en fonction du champ visuel et de la fréquence d'oscillation du tunnel pour les conditions statiques et dynamiques. FF = Full field (complet), C4 = 4° centraux, P4 = 4° périphérique et ainsi de suite. Les barres d'erreur représentent l'erreur type..... 65
- Figure 23. Représentation du tunnel virtuel qui oscillait de façon linéaire dans la direction antéropostérieure. La figure centrale représente le tunnel complet avec l'occlusion centrale. Les autres figures représentent les quatre conditions de champ visuel droit (haut à gauche), gauche (haut à droite), inférieur (bas à gauche) et supérieur (bas à droite). 69
- Figure 24. vRMS moyen en fonction du champ visuel (CV) et du diamètre du tunnel (DIAM). Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne. 70
- Figure 25. vRMS moyen en fonction du diamètre du tunnel (DIAM). Les résultats représentent la moyenne pour toutes les conditions de champ visuel. Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne. 71
- Figure 26. Illustration des distorsions dynamiques induites par un verre progressif en regardant une grille carrée. Un déplacement de la tête dans différentes directions génère un déplacement de la distorsion qui est représenté par les différentes déformations de la grille en fonctions de l'orientation de la tête du porteur. Ces distorsions sont mises en relation avec l'oscillation du plateau virtuel dans différentes directions. 74*

- Figure 27. Représentation de l'amplitude moyenne d'oscillation linéaire (A) et angulaire (B) en fonction de la fréquence temporelle en direction ML. Les losanges représentent la tête tandis que les carrés représentent le pelvis (hanches). Les barres d'erreur représentent l'erreur type. 125
- Figure 28. Représentation de la phase de la réponse posturale en fonction de la fréquence temporelle en direction ML. Les losanges représentent la tête tandis que les carrés représentent le pelvis (hanches). Les valeurs positives représentent un retard de phase tandis que les valeurs négatives représentent une avance. Les barres d'erreur représentent l'erreur type. 126
- Figure 29. Modèles biomécaniques du pendule inversé pour le contrôle postural orthostatique. Dans le plan frontal (direction ML), le pendule est un parallélogramme pivotant autour des articulations des chevilles et des hanches, il est donc sous le contrôle de quatre groupes de muscles. Dans le plan sagittal (direction AP), en présence de faibles perturbations le pendule pivote autour de l'articulation des chevilles. En présence de perturbations plus importantes, le pendule pivote autour de l'articulation des hanches et de celle des chevilles. Tiré de Winter (1995). 132
- Figure 30. Vitesse (RMS) moyen en condition statique en fonction de la direction de stimulation médiolatérale (ML) ou antéropostérieure (AP). Les barres d'erreur représentent l'erreur type de la moyenne. 134
- Figure 31. Nuage de point de l'inconfort subjectif en fonction de l'ordre de présentation des stimuli pour chaque sujet et pour toutes les conditions d'expérimentation confondues. La droite de régression du nuage de point est représentée par une droite noire avec son équation. R^2 correspond au coefficient de détermination du test de Pearson simple linéaire. 139

Liste des tableaux

- Tableau 1. Résultats des ANOVAs univariées (CV) à mesures répétées de réponse posturale pour les conditions statiques. Les résultats de l'oscillation posturale (BSA) sont présentés pour chacune des trois fréquences de stimulation. Comme l'instabilité (vRMS) ne dépend de la fréquence en conditions statiques, une seule analyse a été effectuée pour le vRMS. 63
- Tableau 2. Résultats de la comparaison multiple du BSA pour les différents CV en condition dynamique. (-) signifie qu'il n'y a pas de différence significative, (*) signifie qu'il y a une différence significative. 65
- Tableau 3. Résultats de la comparaison multiple du vRMS pour les différents CV en condition dynamique. (-) signifie qu'il n'y a pas de différence significative. (*) signifie qu'il y a une différence significative. 66

Liste des abréviations

AP	Antéro-Postérieur
BSA	Body Sway Amplitude
CERES	Comité d'Éthique de la Recherche en Santé
CGL	Corps Genouillé Latéral
CdM	Centre de Masse
CdP	Centre de Pression
CV	Champ Visuel
DLPFC	Dorso-Latéral Pré-Frontal Cortex
FIVE	Full Immersive Virtual Environment (environnement d'immersion en réalité virtuelle)
IT	Inféro-temporale
HMD	Head Mounted Display (visio-casque)
M	Magnocellulaire
ML	Médio-Latéral
MS	Motions Sickness (mal des mouvements)
MT	Aire visuelle MT (ou V5)
P	Parvocellulaire
RMSV	Root Mean Square of the Velocity
SMA	Substitute Motor Area
SUD	Subjective Unit Discomfort (Unité d'Inconfort Subjectif)
V1, V2,...	Aires visuelles primaire, secondaire,...
VIMS	Visually Induced Motion Sickness
VIPR	Visually Induced Postural Response
VRMS	Velocity Root Mean Square
WIM	Weighted Intersection Mechanism
YO, YF	Yeux Ouvert, Yeux Fermés

Dédicace

Je dédie ce travail à ma conjointe Frédérique et ma fille Zoé.

Remerciements

La réalisation d'une thèse nécessite d'être très bien entouré. Ces années de recherche, de lecture et de réflexions ont été pour moi l'occasion de découvrir d'incroyables personnes, je dirais même d'incroyables personnalités. Je tiens à remercier chaleureusement toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Je souhaite tout d'abord remercier Jocelyn Faubert, directeur de cette thèse, pour avoir été tout au long de ces années un mentor extraordinaire. C'est à tes côtés que j'ai appris toutes les bases indispensables pour être un bon chercheur, un bon professeur et surtout un bon communicateur. Tes qualités de rassembleur m'ont permis de partager mes idées avec des chercheurs d'horizons complètement différents. Mais je me rappellerai avant tout de tes qualités humaines, de ton ouverture et surtout des innombrables fous rires qui faisaient sans cesse vibrer les murs du laboratoire.

Jacques Gresset, tu as été à l'origine de mon aventure québécoise. Ton écoute et nos nombreuses discussions ont été une grande source d'enrichissement et de réconfort durant toutes ces années. Je souhaite te remercier pour la confiance que tu m'as accordée.

Christian Casanova, ta franchise et ton honnêteté ont été primordiales dans de nombreux choix qu'il m'a fallu prendre. Je ne saurais suffisamment te remercier pour ton appui au cours de ma dernière année de thèse.

Rémy Allard et Guillaume Giraudet, vos idées et vos critiques ont été le moteur de mes travaux. Ce n'est pas peu dire que sans votre présence, ces travaux n'auraient pas pu se réaliser. Votre patience et votre disponibilité ont été pour moi d'une aide incommensurable. Plus que deux collègues, je peux m'enquérir d'avoir deux amis sur qui j'ai pu compter ces dernières années.

Je tiens à remercier Isabelle Legault pour avoir supporté de partager mon bureau tant de temps. Grâce à toi mon ballon, au cours de sa courte vie, aura vécu plus de choses que moi. Merci Éva-Maria Hahler pour tes conseils de relaxation, j'arrive maintenant à contrôler mes

chakras. Merci Selma Greffou pour tes pâtisseries algériennes qui m'ont permis de rester éveillé des nuits entières. Merci à Rafael Doti et Eduardo Lugo pour toutes nos discussions en espagnol sur la culture italienne, grecque, mexicaine, Argentine, etc.

Merci à Claudine Habak, David Brouillard, David NGyen-Tri, David Tinjust, Frédéric Poirier, Mario Lemieux et Patrick Perron pour toute votre aide au quotidien et pour nos discussions de couloir qui étaient l'une des meilleures sources de stimulation et d'idée.

Guillaume Carcenac, Olivier Fontaine, Jean-Claude Piponnier, Pierre-Jean Bernard et Thomas Roméas ont été mon noyau français au cours de ma thèse. Je vous remercie pour m'avoir supporté et surtout pour m'avoir permis de conserver ce petit brin de France.

L'école d'optométrie a été tout au long de mon programme d'un support incroyable, je remercie tous les membres du corps professoral pour leurs conseils, leurs idées et surtout pour l'énergie qu'ils m'insufflent au quotidien. Je remercie aussi de tout cœur les membres du personnel de soutien de l'école. Vous répondez toujours présent avec plaisir lorsqu'on vous sollicite. Travailler avec vous fut et sera un vrai plaisir.

Merci aux étudiants d'optométrie et aux étudiants de maîtrise que j'ai eu la chance de superviser. Ce fut très inspirant et motivant de vous aiguiller dans vos études. Votre enthousiasme reste l'une de mes principales sources d'inspiration.

Je remercie du fond du cœur mes parents Jean-Pierre et Geneviève, ma petite sœur Anne, Alexandre, Julie et Madeline. Vous êtes les racines de ma motivation. Votre indéfectible support est l'une des plus grandes sources de réconfort sans laquelle je n'aurais pu traverser toutes ces années d'études.

Merci à ma fiancée Frédérique et ma fille Zoé. Votre présence quotidienne était pour moi le soutien le plus important. Je vous dédie cette thèse.

1 Introduction

1.1 Introduction générale

« La certitude provient d’une vision tronquée ». Cette citation extraite de *Catherine de I à V* écrit par Jean-Claude Clari (1969) témoigne de l’importance de la vision et surtout de l’interprétation de celle-ci dans la perception de notre environnement. Cette thèse en sciences neurologiques s’efforce de montrer l’importance de la vision sur certaines de nos réactions posturales et de nos sensations d’inconfort subjectif. Nous chercherons plus précisément à identifier les éléments de cet environnement visuel qui nous font réagir et dans quelle mesure.

Au cours de nos travaux, nous tenterons tout d’abord de déterminer quels sont les paramètres d’un stimulus visuel dynamique à l’origine de la réaction posturale d’un individu debout et presque fixe. Ce même stimulus visuel, qui nous est extérieur, peut induire de l’inconfort subjectif et une sensation de cinétose (mal des mouvements). Dans un second temps, la réaction posturale et l’inconfort subjectif, tous deux induits visuellement, seront mis en relation afin de comprendre si le mécanisme d’apparition de l’inconfort est relié à la posture ou s’il est purement visuel.

Cette thèse débutera avant tout par une mise en contexte de notre paradigme expérimental. Ces travaux ont été réalisés dans le cadre de la Chaire CRSNG-Essilor sur la presbytie. La principale façon de corriger la presbytie est l’utilisation de verres progressifs. Ce type d’orthèse visuelle permet de redonner une vision nette à toutes les distances aux personnes presbytes, mais elle est aussi accompagnée de distorsions visuelles dynamiques susceptibles d’induire de l’inconfort et des risques accrus de perdre l’équilibre. Le but de nos recherches n’était pas de simuler précisément les distorsions de verres progressifs, mais bien de comprendre l’impact d’un stimulus visuel dynamique sur la posture et la cinétose. Cependant, tout au long de nos travaux, nous avons tenté de réaliser des expériences en lien avec le paradigme des distorsions induites par les verres progressifs.

Avant d’aborder la partie expérimentale de cette thèse, nous présenterons le contexte théorique qui entoure la perception du mouvement chez l’humain. La première partie

rappellera les mécanismes neuroanatomique et physiologique du système visuel en lien avec cette recherche. Nous insisterons surtout sur les mécanismes de perception du mouvement et sur l'interrelation entre les aires visuelles sensorielles et les aires motrices. La seconde partie portera sur le rôle de la vision dans le maintien du contrôle postural. Nous discuterons des mécanismes du contrôle visuopostural et les stratégies posturales mises en jeu. Une troisième partie sera consacrée au rôle de la vision et de la posture dans l'apparition de la cinétose induite visuellement. Les différentes théories entourant l'apparition de la cinétose feront l'objet d'une attention particulière.

Pour faire suite à cette mise en contexte théorique, nous aborderons la partie expérimentale et les articles scientifiques de cette thèse. Enfin, ces articles seront discutés séparément et entre eux afin de comprendre les liens entre un stimulus visuel dynamique, la réaction posturale et l'inconfort induit.

1.2 Stimuli visuels de l'environnement quotidien

Avant d'aborder les théories visuomotrices en lien avec cette thèse, il est important de comprendre les raisons qui ont motivé nos travaux.

1.2.1 Stimulations visuelles quotidiennes

Une partie du contrôle visuopostural repose sur les indices visuels externes, ces indices visuels représentent notre référentiel visuel allocentré, c'est-à-dire centré sur l'extérieur (Matheron & Weber, 2006). Lorsque cet environnement est fixe, le système postural utilise les références horizontales et verticales (Lopez et al., 2006) comme les murs ou l'horizon pour affiner son ajustement postural. Il n'est cependant pas rare d'être confronté à des stimuli visuels en mouvements (p.ex. objet externe qui se déplace devant l'observateur). Ces stimuli n'occupent qu'une partie de notre champ visuel et se déplacent relativement au reste de l'environnement qui lui reste stable. Ces objets en mouvement ont donc moins d'effet sur notre comportement postural qu'un mouvement de notre environnement visuel

complet. Il est cependant beaucoup plus rare de voir notre environnement visuel complet en mouvement. La perception du mouvement d'un objet ou de notre environnement visuel complet est affaire de relativité. Le système sensoriel doit donc distinguer si c'est le corps qui est en mouvement ou si c'est l'environnement visuel qui se déplace. Au cours de la vie, un individu acquiert des représentations sensorielles qui lui permettent de distinguer qui de lui ou de son environnement se déplace. Pour ce faire, le système sensoriel compare les informations visuelle, somatosensorielle et vestibulaire à des représentations sensorielles préétablies (Peterka, 2002; Peterka & Benolken, 1995). Par exemple, une stimulation visuelle importante, en l'absence de stimulation vestibulaire et somatosensorielle externe, suggère un déplacement de l'environnement. Il est donc peu de circonstances où notre système sensoriel peut être pris par défaut pour distinguer qui de notre corps ou de notre environnement se déplace. Il existe cependant quelques contextes particuliers qui peuvent tromper nos sens, l'un d'entre eux est connu depuis des siècles par les marins. À bord d'un navire, les informations visuelles, proprioceptives et vestibulaires ne coïncident plus entre elles et peuvent générer des réactions posturales d'ajustement et bien évidemment du mal de mer (Golding & Gresty, 2005; Pitman & Yolton, 1983).

Outre ce contexte connu depuis que l'être humain sait naviguer, de nouvelles conditions visuelles susceptibles d'induire des mouvements de l'ensemble de notre environnement sont apparues. Une de ces conditions concerne l'essor des technologies de l'audiovisuelle. La démocratisation des écrans 3D a ajouté une dimension immersive à ces stimuli dynamiques, on parle ainsi de système d'immersion en réalité virtuelle. Ces systèmes peuvent faire bouger tout notre environnement visuel tandis que nos systèmes vestibulaire et proprioceptif ne reçoivent pas de stimulations externes. Ce contexte visuel particulier peut engendrer des réactions posturales (Akizuki et al., 2005) ainsi que des sensations de cinétose (Akizuki et al., 2003). Le fait de pouvoir contrôler précisément et de façon répétable l'information visuelle nous a amené à utiliser un système de réalité virtuelle afin de réaliser nos expérimentations (cf. section 1.7).

Une autre condition visuelle pouvant induire des mouvements de l'ensemble de notre environnement est apparue au cours du XX^e siècle avec l'émergence des lunettes correctrices. En effet, le port de verres ophtalmiques en avant des yeux a pour effet de corriger les amétropies, c'est-à-dire qu'il déplace l'image d'un objet à l'infini directement sur la rétine. Cependant, ce bénéfice visuel s'accompagne de certaines distorsions optiques indésirables. Nous ne détaillerons pas ici toutes les sortes de distorsions induites par des verres ophtalmiques, mais nous nous concentrerons sur celles qui peuvent déformer l'image perçue par le porteur. Les distorsions optiques sont définies comme les aberrations monochromatiques qui affectent les proportions de l'image sans modifications de la mise au point. Ceci se traduit par un étirement ou un grossissement de l'environnement visuel perçu (Morgan, 1978). Ces distorsions apparaissent en périphérie de l'axe optique des verres et augmentent en périphérie des verres.

1.2.2 Distorsions optiques statiques et dynamiques

Emsley (1956) fut le premier à évoquer les « distorsions ordinaires » qui affectent un œil fixe derrière le verre. Il s'agit de distorsions statiques centrales selon lesquelles la pupille d'entrée P est considérée comme le diaphragme du système (Figure 1). Cette distorsion représente la déformation de l'image perçue à travers un système optique, elle est communément utilisée en optique instrumentale, mais plus rarement en optique ophtalmique.

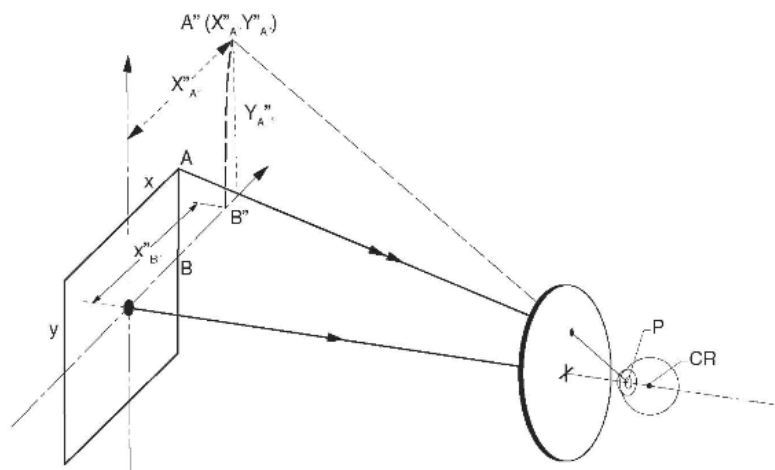


Figure 1. Distorsions statiques centrales. L'œil est fixe et l'axe visuel est confondu à l'axe optique du verre. L'ensemble des rayons lumineux passe par la pupille d'entrée P qui est considérée comme diaphragme de référence pour calculer la distorsion.

Le Grand (1956) développa par la suite la notion de distorsions dynamiques qui rejoint le concept de distorsions rotatoires de Jalie (1977). La rotation oculaire nécessaire pour fixer un point en périphérie est directement modifiée par la distorsion du verre. La distorsion rotatoire exprime donc la variation, en pourcentage, de la rotation oculaire nécessaire pour fixer un point en périphérie. À partir de ce concept, Fry (1977) a établi un modèle représentatif des distorsions basé sur la nature du verre. Les sujets myopes corrigés avec des verres négatifs perçoivent une image plus petite que la réalité avec un champ visuel élargi, on parle d'effet en barillet (Figure 2A gauche). À l'inverse, les hypermétropes corrigés avec des verres positifs perçoivent une image plus grande que la réalité avec un champ visuel rétréci. On parle alors d'effet en coussinet (Figure 2B gauche) (J Faubert, 2002).

Ces distorsions rotatoires génèrent un déplacement de l'image lorsque le porteur de lunettes bouge la tête. Ce mouvement diffère selon la nature du verre, positif ou négatif. Le déplacement de l'image à travers un verre négatif (myope) suit le sens de rotation de la tête,

on parle d'effet direct (Figure 2A centre et droite). Comme l'image perçue est plus petite que la réalité, la vitesse diminue à mesure qu'on augmente la puissance. À l'inverse, la distorsion d'un verre positif (hypermétrope) se déplace dans le sens opposé au sens de rotation de la tête suivant un effet indirect (Figure 2B centre et gauche). Dans ce cas, la vitesse des déplacements de l'image perçue augmente avec la puissance du verre.

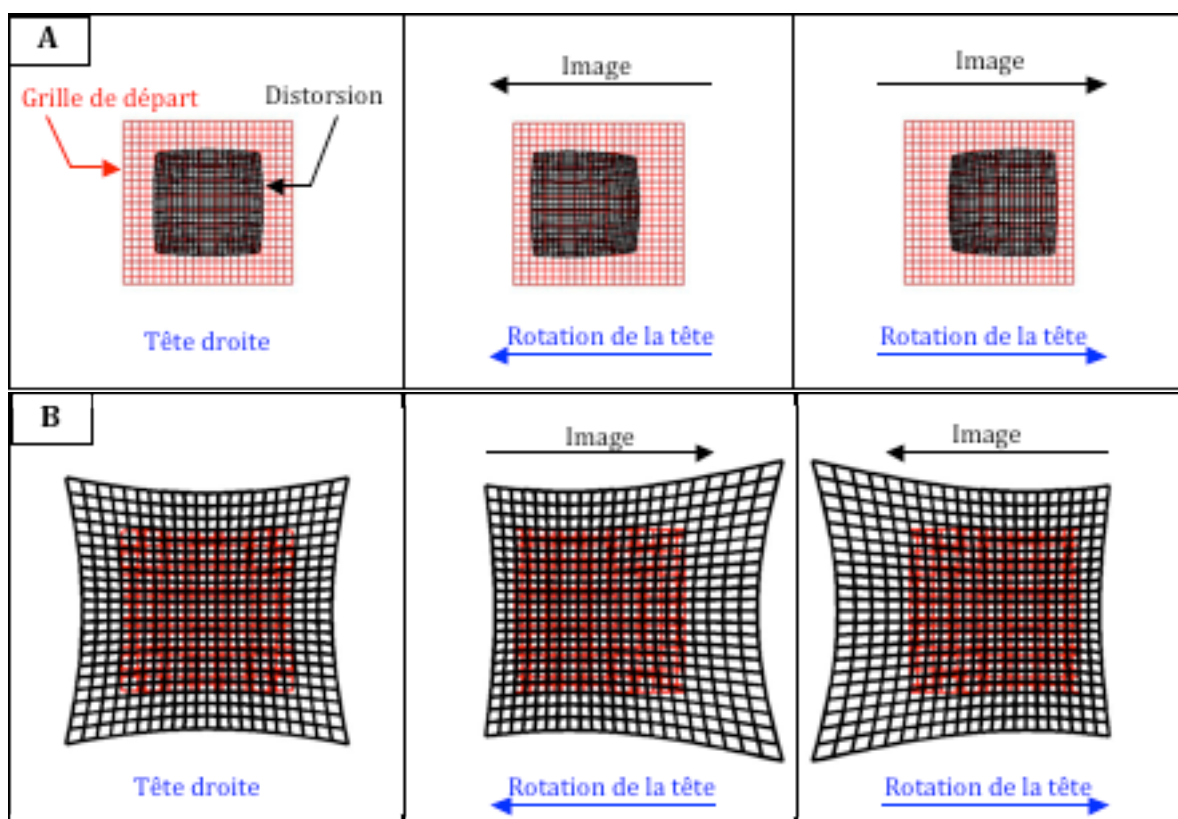


Figure 2. Illustrations des distorsions statiques et dynamiques induites par des verres simples vision. L'objet de départ est représenté par une grille carrée rouge tandis que la distorsion perçue à travers le verre est représentée par la grille noire. (A) Un verre négatif (myopie) induit une « compression de l'image nommée "effet en barillet" ». Un déplacement de la tête vers la droite ou la gauche induit un mouvement de l'image dans la même direction. (B) Un verre positif (hypermétropie) induit une "expansion" de l'image nommée "effet en coussinet". Un déplacement de la tête vers la droite ou la gauche induit un mouvement de l'image dans la direction opposée. Cette figure est une représentation générale des distorsions réellement perçues par les porteurs de verres simples vision, car chaque verre simple vision induit une distorsion un peu différente dépendamment de ses caractéristiques optiques et géométriques.

Les porteurs de verres progressifs subissent les mêmes types de distorsions que les myopes et les hypermétropes lorsqu'ils regardent dans la portion supérieure des verres. En

revanche, lorsqu'ils regardent dans la partie inférieure, l'augmentation de puissance positive induit un étirement de l'image vers le bas qui est directement relié à la valeur de l'addition prescrite pour la lecture (Heath, McCormack, & Vaughan, 1987). La Figure 3 illustre la déformation d'une grille carrée qui serait perçue à travers un verre progressif.

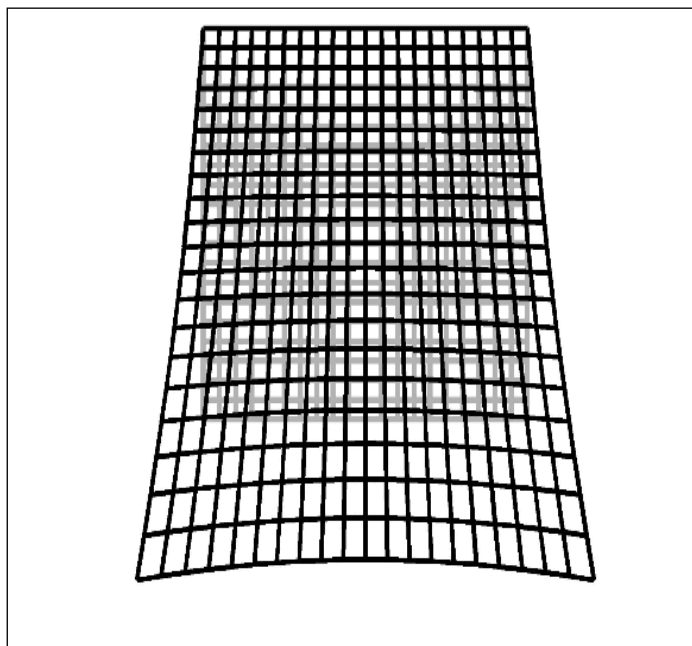


Figure 3. Illustration de la distorsion statique induite par un verre progressif. Une grille carrée (grise) est étirée vers le bas et élargie au niveau de sa base. Cette figure est une représentation générale des distorsions réellement perçues par les porteurs de verres progressifs, car chaque verre progressif induit une distorsion un peu différente dépendamment de ses caractéristiques optiques et géométriques.

Cette distorsion statique n'induit pas ou très peu d'inconfort postural ou subjectif. Par contre cette distorsion statique devient dynamique par le simple fait de bouger la tête avec les lunettes en place sur le visage. La Figure 4 illustre les images déformées de cette même grille lorsque le sujet bouge la tête à gauche (A) à droite (B), en haut (C) et en bas (D). Il est à noter que ces déformations apparaissent dans le bas des verres et donc dans le champ visuel inférieur des porteurs. Aussi, ces déformations dynamiques bougent dans le sens opposé au mouvement de la tête du porteur. Ce phénomène explique le fait que certains

presbytes peuvent rapporter des sensations de roulis ou de tangage lorsqu'ils portent leurs verres progressifs.

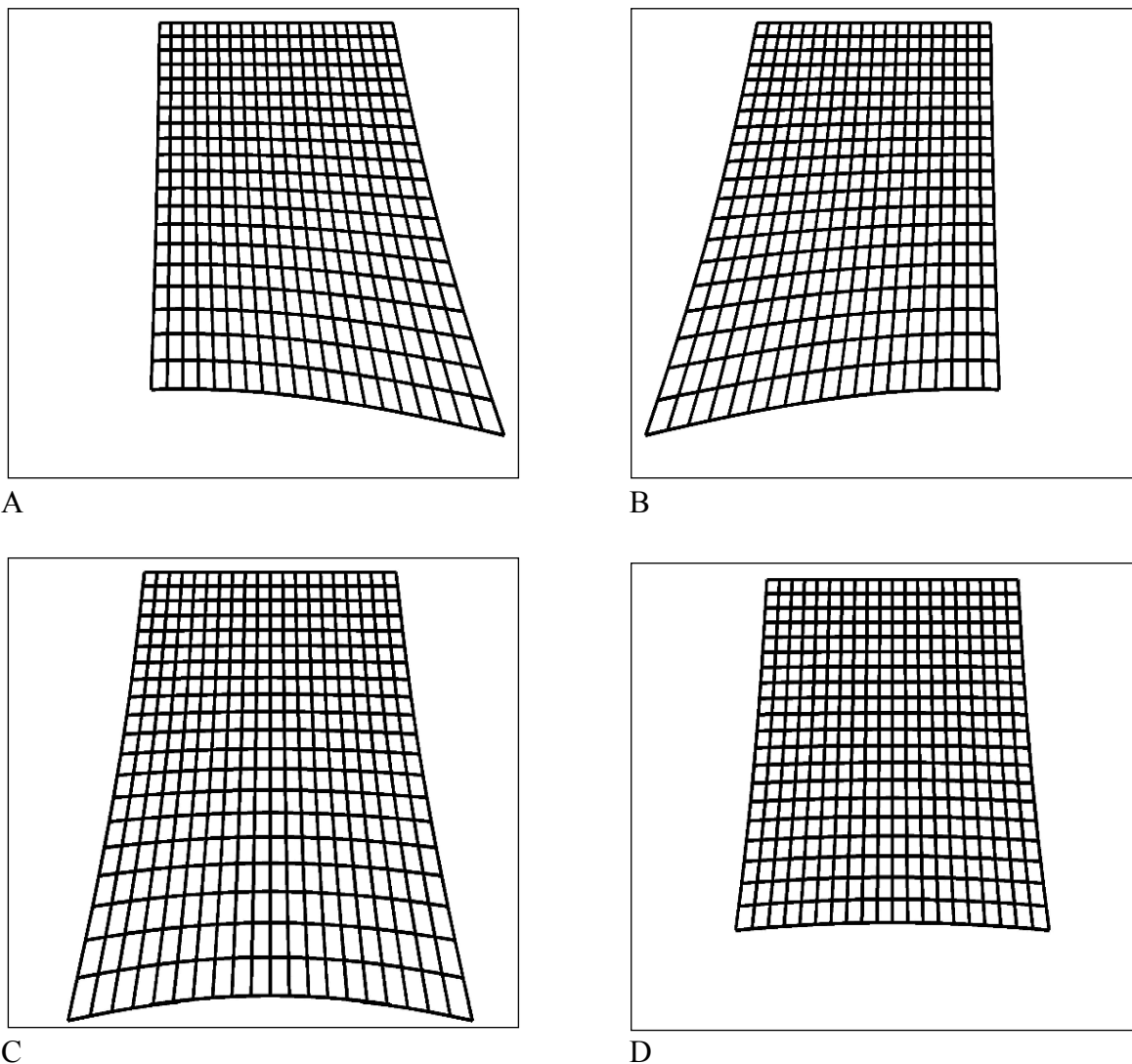


Figure 4. Illustration de la déformation d'une grille carrée par le port de verres progressifs en fonction de l'orientation de la tête à gauche (A), à droite (B), en haut (C) et en bas (D).

On comprend donc que les porteurs de verres progressifs perçoivent des déformations dynamiques de leur environnement visuel qui sont connues cliniquement pour induire de possibles pertes d'équilibre, de l'inconfort et éventuellement des incapacités d'adaptation à

leur orthèse visuelle. Fort de ces constatations, les compagnies qui conçoivent ces verres progressifs tentent de minimiser ces distorsions afin d'offrir un meilleur confort visuel aux porteurs. Plusieurs géométries ont été envisagées afin de répartir différemment ces distorsions : 1) l'adoucissement du gradient de distorsions vertical et/ou horizontal, 2) l'élargissement des zones de vision claire (sans distorsions) intermédiaire et de près, 3) la symétrisation des distorsions des deux yeux pour améliorer la vision binoculaire, 4) la répartition différente des distorsions entre les faces avant et arrière des verres, etc. La plupart de ces méthodes modulent et déplacent les distorsions dynamiques en s'appuyant sur des modèles mathématiques qui ne tiennent pas toujours compte des mécanismes de perception mis en jeu par le système visuel. Dans un tel contexte de recherche technique sur le confort visuel, il est primordial de comprendre quels sont les paramètres dynamiques de ces stimulations visuelles qui génèrent l'instabilité posturale et la cinétose. Nos prétentions ne sont pas de trouver la méthode optique qui permettra de réduire les distorsions dynamiques des verres progressifs, mais de mieux comprendre quels sont les paramètres d'une stimulation visuelle dynamique générale qui génèrent l'instabilité posturale et la cinétose (cf. section 1.6).

Avant d'évaluer l'effet d'un stimulus visuel sur la posture et la cinétose, il est important de comprendre les mécanismes de perceptions des mouvements. Nous tenterons ici de mettre en évidence les paramètres (fréquence temporelle, vitesse ou accélération) impliqués dans le traitement de l'information visuelle dynamique.

1.3 Le système visuel et la perception des mouvements

1.3.1 Le système visuel

Avant d'aborder les mécanismes de traitements de l'information visuelle au niveau du cortex, il est primordial de comprendre l'architecture neuroanatomique et fonctionnelle des voies visuelles. Le traitement de l'information visuelle de la rétine au cortex est complexe et comporte de nombreux relais. Le déplacement relatif d'un objet par rapport aux yeux

d'un individu se traduit par un déplacement de l'image de cet objet sur la rétine et donc par l'activation de plusieurs champs récepteurs. Les photorécepteurs transforment l'énergie lumineuse en influx électriques qui vont être acheminés par les voies optiques vers le cortex (Figure 5). Les fibres nerveuses se croisent au chiasma optique puis vont faire relais aux corps genouillés latéraux (CGL). L'information est ensuite véhiculée jusqu'au cortex visuel primaire via les radiations optiques.

L'organisation des voies optiques est dite rétinotopique, c'est-à-dire qu'elle suit une organisation qui permet une véritable représentation de l'espace visuel, et ce de la rétine jusqu'au cortex. Au sein de cette organisation, on distingue des neurones Parvocellulaires (P) qui sont sensibles aux caractéristiques spatiales fines et à la couleur du stimulus. Ces neurones contribuent principalement à la voie ventrale (temporale), aussi appelée la voie du « quoi » (Figure 6), et projettent du CGL vers V1, V2, V4 et IT (Ungerleider & Mishkin, 1982; Van Essen & DeYoe, 1995; Van Essen & Maunseel, 1983).

Les neurones Magnocellulaires (M) sont surtout sensibles à la direction et au mouvement. Ils projettent vers les aires V1, V2, V3, MT et MST participant ainsi à la voie dorsale (pariétale) aussi appelée la voie du « où » (Figure 6). En plus d'être sensibles au mouvement, certains de ces neurones sont impliqués dans la disparité binoculaire (aires MT) et d'autres dans le contrôle des mouvements oculaires (aires MT et MST). Pour résumer, la voie dorsale serait la principale responsable du traitement de l'information spatio-temporelle (position, direction, vitesse de déplacement, etc.). Cette voie est fondamentale dans le traitement des stimuli utilisés dans cette thèse, car elle intervient dans la transformation visuomotrice de l'information le long de la voie occipito-pariéto-frontal. La voie ventrale est, quant à elle, responsable du traitement des caractéristiques propres des objets (texture, forme, couleur, etc.) afin de les reconnaître ou de les identifier.

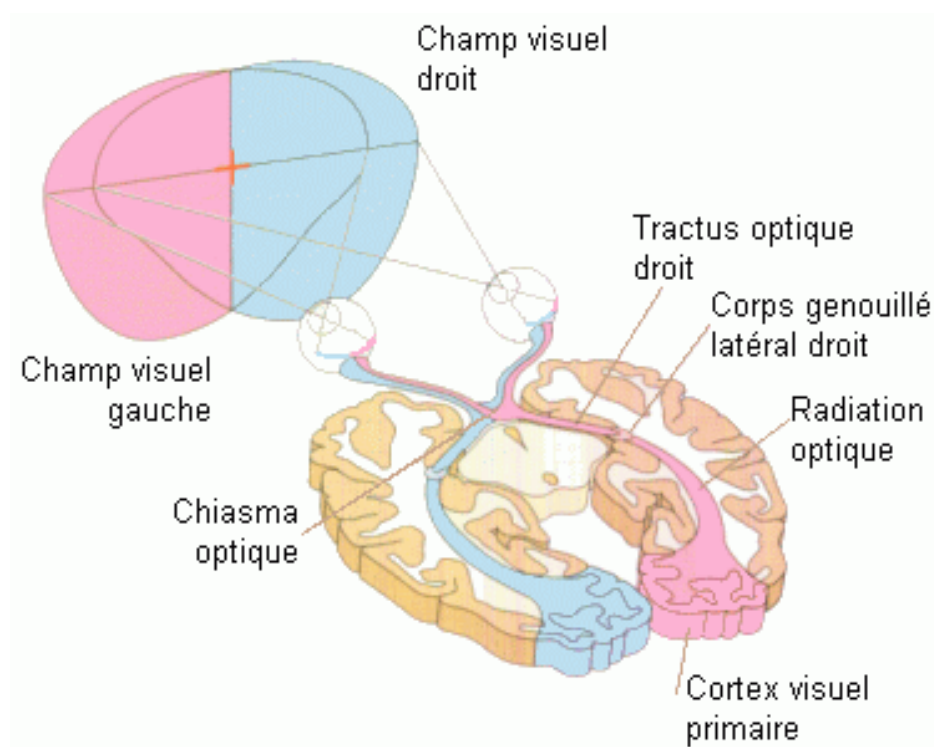


Figure 5. Représentation des voies visuelles. L'information visuelle est dissociée en fonction des deux hémichamps droit (bleu) et gauche (rose). L'énergie lumineuse est transformée en influx électrique au niveau de la rétine puis est transférée vers les corps genouillés latéraux via les axones des nerfs optiques. La décussation d'une partie des fibres nerveuses au niveau du chiasma optique permet d'assurer le traitement croisé de l'information visuelle. L'information visuelle d'un même hémichamp captée par les deux rétines est donc rassemblée pour ensuite se diriger vers le cortex visuel controlatéral. L'information visuelle issue des corps genouillés latéraux se propage ensuite le long des radiations optiques pour rejoindre le cortex visuel primaire V1. Adapté de Bear, Connors, and Paradiso (1999).

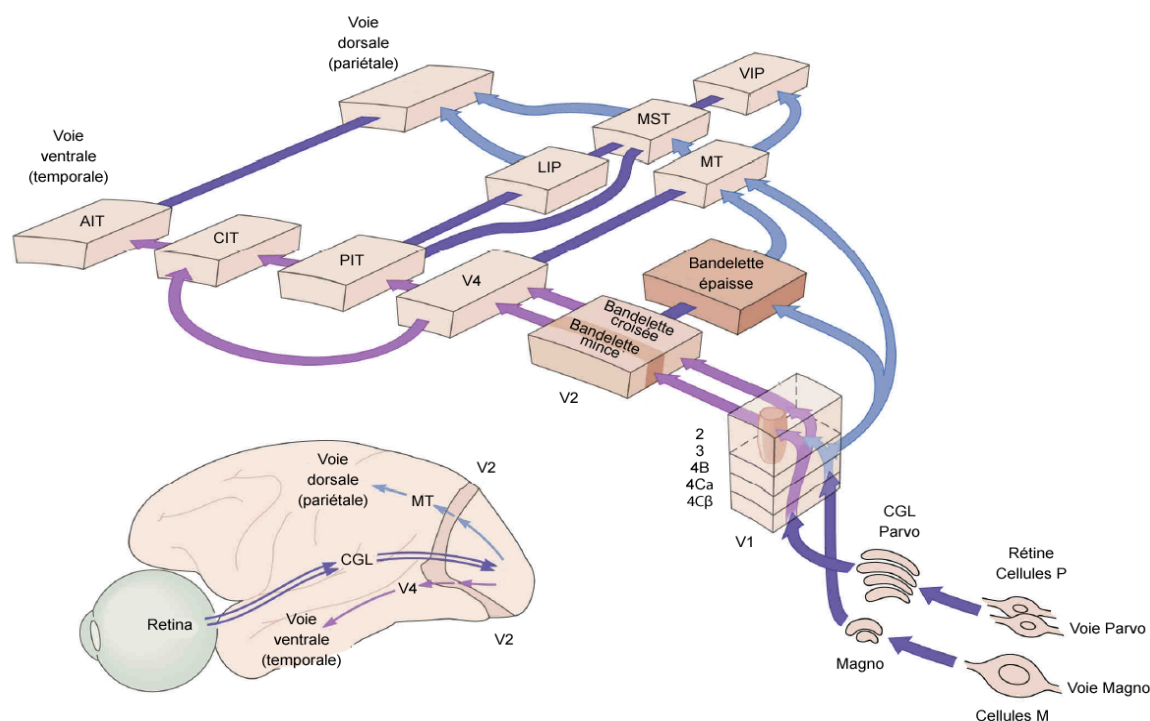


Figure 6. Représentation des voies dorsale (voie pariétale ou voie du « où ») et ventrale (voie temporale ou voie du « quoi »). Projection des neurones magnocellulaires des Corps Genouillés Latéraux (CGL) vers le cortex visuel primaire (V1) puis vers le cortex pariétal (MT, MST, etc.). Projection des neurones parvocellulaires des CGL vers le cortex visuel primaire (V1) puis vers le cortex temporal (V2, V4, etc.). Les connexions indiquées dans la figure sont représentées d'après des connexions anatomiques. Seules certaines connexions sont représentées et plusieurs zones corticales n'apparaissent pas dans la figure. La voie pariétale reçoit des projections de la voie magnocellulaire tandis que la voie temporale reçoit des projections des deux voies magno et parvocellulaire. (Abréviations : **AIT** = anterior inferior temporal area; **CIT** = central inferior temporal area; **LIP** = lateral intraparietal area ; **Magno** = couche magnocellulaire du corps genouillé latéral ; **MST** = medial superior temporal area ; **MT** = middle temporal area ; **Parvo** = couche parvocellulaire du corps genouillé latéral ; **PIT** = posterior inferior temporal area ; **VIP** = ventral intraparietal area. Issu de Kandel, Schwartz, and Jessell (2000) et adapté de Merigan and Maunsell (1993).

Les rôles fonctionnels des voies dorsales et ventrales ont été mis en évidence chez des patients atteints respectivement d'ataxie optique ou d'agnosie visuelle. Des lésions de la voie ventrale entraînent une dégradation des performances lors de tâches de reconnaissance de formes sans atteintes de la réponse visuomotrice (Goodale, Milner, Jakobson, & Carey, 1991; Merigan, 1996; Walsh, Butler, Carden, & Kulikowski, 1992). À l'inverse, des lésions de la voie dorsale entraînent des troubles visuomoteurs (nystagmus, poursuites incomplètes) sans atteindre les capacités d'identification des objets (Perenin & Vighetto, 1988). Cette différenciation fonctionnelle des voies dorsale et ventrale est nommée la double dissociation de la perception et de l'action (Goodale & Milner, 1992; Milner & Goodale, 2008). Cette ségrégation semble d'ailleurs se poursuivre jusqu'au cortex préfrontal (Ikkai, Jerde, & Curtis, 2011).

Aux vues de cette différenciation entre les voies dorsale et ventrale, il apparaît que la composante dynamique du mouvement visuel est principalement traitée dans la voie dorsale. Nous allons donc nous attarder sur les mécanismes de traitement de l'information visuelle tout au long de cette voie.

1.3.2 Perception du mouvement

1.3.2.1 Survol des mécanismes de perception du mouvement

Le traitement du mouvement visuel est principalement pris en charge par la voie dorsale et commence au niveau de l'aire visuelle V1 dans le cortex occipital. Les premiers travaux qui ont permis de mettre en évidence des cellules impliquées dans la perception du mouvement remontent à 1968 (Hubel & Wiesel). Ils furent les premiers à mettre en évidence les cellules simples et complexes montrant de quelle façon le système visuel construit des représentations complexes de stimulations visuelles simples. Les cellules de l'aire visuelle primaire sont sensibles à la direction, c'est-à-dire qu'elles ont une réponse maximale pour une direction particulière. Les différents neurones ont différentes directions préférées ce qui leur permet de couvrir toutes les directions sur 360°. Les champs récepteurs sont organisés

avec une zone de suppression périphérique qui est sensible à la même direction que la zone centrale. Les neurones répondent d'autant mieux que le stimulus est présenté dans une certaine direction et qu'il se déplace dans le sens opposé au fond (Allman, Miezin, & McGuinness, 1985). À cette étape du processus, les neurones sélectifs à la direction peuvent être comparés à un filtre qui retient principalement les caractéristiques dynamiques de l'information visuelle qui traverse leur champ récepteur (Emerson, Bergen, & Adelson, 1992). Les neurones sensibles à la direction sont principalement concentrés dans la couche 4b du cortex visuel primaire et projettent surtout vers les aires MT (Maunsell & Van Essen, 1983). L'aire MT reçoit des informations de V1 de façon directe, mais aussi de façon indirecte via V2 et V3. La grande majorité des neurones de l'aire MT sont sensibles à la direction et au mouvement. Il a d'ailleurs été montré qu'ils conservent cette sélectivité quelle que soit la texture, la luminance ou la couleur du stimulus suggérant que les neurones de MT véhiculent l'information dynamique en tant que telle (Croner & Albright, 1999). Les neurones de MT projettent vers des aires visuelles de plus haut niveau qui traitent les mouvements de nature plus complexe comme les mouvements d'expansion/contraction ou les rotations (Martinez-Trujillo et al., 2005; Tanaka & Saito, 1989). D'autres projections se retrouvent en direction du cortex frontal, ces dernières sont principalement impliquées dans le contrôle des mouvements oculaires (Bichot, Thompson, Chenchal Rao, & Schall, 2001) et dans les processus de décision. Au niveau de V1, si un objet se déplace dans la direction spécifique du champ récepteur, mais que le bord de cet objet n'est pas orienté perpendiculairement au mouvement, il ne générera peu ou pas de réponse. Dans la littérature, on retrouve ce phénomène sous le nom de « problème de l'ouverture » (Bradley, 2001; Kane, Bex, & Dakin, 2011) (Figure 7). Par contre, au niveau de MT, les neurones intègrent le mouvement des différents bords d'un objet et répondent à la véritable direction de l'objet (Maunsell & Van Essen, 1983). Cette observation démontre encore une fois l'implication de l'aire MT dans le traitement du mouvement visuel. La taille des champs récepteurs augmente considérablement à mesure que l'on progresse dans la hiérarchie corticale de la voie dorsale pouvant passer de 1° d'angle visuel au niveau de V1 à 10° au niveau de MT et encore plus grande au niveau de MST. Les champs récepteurs

de V1 et de MT sont contralatéraux au champ visuel perçu alors que dans l'aire MST ils sont généralement bilatéraux. Par conséquent, plus l'information progresse dans les aires visuelles de haut niveau plus le traitement complexe s'opère avec une combinaison de l'information binoculaire.

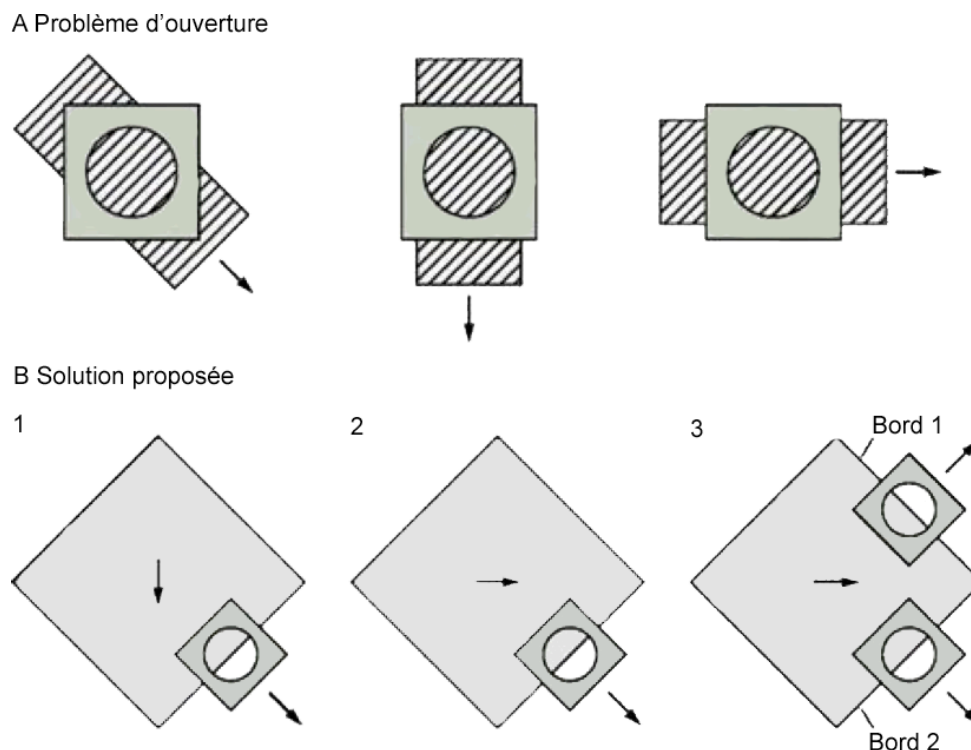


Figure 7. Illustration du « problème de l'ouverture ». (A) Trois objets se déplaçant dans trois directions différentes peuvent, lorsqu'ils sont observés dans une ouverture plus petite que les objets, donner l'impression de se déplacer dans la même direction. (B) Lorsque le mouvement d'un objet vers le bas (1) ou vers la droite (2) est vu à travers une petite ouverture, le déplacement du bord de cet objet n'indique pas la direction de l'objet entier. Les bords 1 et 2 de l'objet peuvent être perçus par plusieurs champs récepteurs spécifiques à des directions perpendiculaires (3). L'intégration de ces différents champs récepteurs par une cellule de plus haut niveau permet de déterminer le mouvement de l'objet entier. Adapté de (Movshon, 1990).

Il apparaît clair que la composante dynamique de l'information visuelle est en grande partie traitée par la voie dorsale. Plus l'information progresse au sein du cortex visuel plus le traitement s'opère de façon complexe et globale. Afin de mettre ces informations visuelles en relation avec les autres afférences sensorielles, les voies visuelles vont projeter vers les aires sensorielles associatives le long de connexions cortico-corticales.

1.3.2.2 Connexions cortico-corticales

De nombreuses études neurophysiologiques ont mis en évidence des projections croisées importantes entre les aires visuelles corticales. Ces ramifications suggèrent que l'information ne serait pas traitée de façon successive le long des différentes aires corticales, mais qu'elle serait traitée simultanément dans les différentes aires (Bullier & Nowak, 1995; Bullier, Schall, & Morel, 1996). Ce modèle de connexions denses et complexes entre les différentes aires s'oppose donc à celui d'une organisation de type sérielle où l'information serait véhiculée de façon séquentielle et linéaire de l'aire V1 jusqu'aux aires de plus haut niveau. Cette interconnectivité croisée se manifeste par des connexions entre les voies ventrale et dorsale qui seraient relayées par le sulcus temporal supérieur (Baizer, Ungerleider, & Desimone, 1991; Distler, Boussaoud, Desimone, & Ungerleider, 1993). La grande majorité de ces connexions croisées sont de nature « feedforward », mais aussi « feedback » et elles semblent jouer un rôle dans le traitement de l'information visuelle des aires primaires (Girard, Hupe, & Bullier, 2001). Des études ont mis en évidence des mécanismes d'inactivation réversible entre les différentes aires visuelles (Girard & Bullier, 1989; Girard, Salin, & Bullier, 1992) qui pourraient activer ou inhiber la réponse neuronale et ainsi faciliter les mécanismes de segmentation visuelle de l'information visuomotrice et d'attention sélective (Roelfsema, Engel, Konig, & Singer, 1997).

Ces connexions cortico-corticales facilitent l'intégration de l'information visuelle dynamique. Il est donc indispensable de comprendre de quelle manière le système visuel

traite cette information et quels sont les paramètres du stimulus utilisés pour intégrer et répondre aux mouvements de notre environnement visuel.

1.3.2.3 Traitement de la vitesse du mouvement

Un mouvement visuel peut être défini comme une sécession d'événements qui défilent dans l'espace et dans le temps. Cependant, l'analyse du mouvement ne résulte pas de l'analyse de cette succession de déplacement, mais bien de l'extraction de certaines caractéristiques élémentaires que sont la direction et la vitesse (Exner, 1891). Cette thèse s'intéresse plus particulièrement aux deux paramètres spatiotemporels du mouvement soit la fréquence temporelle et la vélocité. Ces deux paramètres offrent une immense variété de stimulations visuelles possibles telles stimuli linéaires ou rotatoires, en expansion ou en contraction, etc. À ce sujet, C.H. Graham expliquait que « ... (W)e must take care that parameters are not confounded, a danger that arises only too readily from the fact that velocity itself involves the variables of distance and time. In any given experiment the variables of time, distance, interval between stimuli, and cycle of repetition of stimuli must be clearly analyzed before we can be confident that unequivocal conclusions maybe drawn... (p. 579-580) » (Graham, 1965).

Au niveau de l'ensemble des aires impliquées dans la voie dorsale, l'aire MT apparaît comme un relais incontournable du traitement du mouvement. Cette spécialisation vient du fait que ces neurones sont à la fois sélectifs à la direction et à la vélocité (Dubner & Zeki, 1971; Lagae, Raiguel, & Orban, 1993; Maunsell & Van Essen, 1983). Perrone and Thiele (2001) ont utilisé des réseaux sinusoïdaux de différentes fréquences spatiales et temporelles pour stimuler des neurones de l'aire MT de singes. La combinaison de ces deux variables leur permettait de faire varier la vélocité du stimulus. Ils ont représenté la réponse des neurones sous forme de cartes bidimensionnelles en fonction de ces deux paramètres visuels. Les cartes de réponses qu'ils ont obtenues étaient orientées et étirées par rapport aux axes suggérant que les dimensions spatiale et temporelle étaient inséparables (Figure 8). Ils ont ainsi élaboré un modèle appelé le « *Weighted Intersection Mechanism* » (WIM)

selon lequel les neurones V1 spécifiques à une fréquence temporelle peuvent être converti en filtres spécifiques à la vitesse qui sont étroitement liés la dimension fréquentielle (Perrone, 2004; Perrone & Thiele, 2002) des neurones de V1 (Priebe, Lisberger, & Movshon, 2006) et de MT (Perrone & Thiele, 2001). Ces caractéristiques reflètent la sensibilité des neurones de l'aire MT à la vitesse du mouvement indépendamment de la combinaison de fréquence temporelle et spatiale (Perrone, 2006; Perrone & Thiele, 2001).

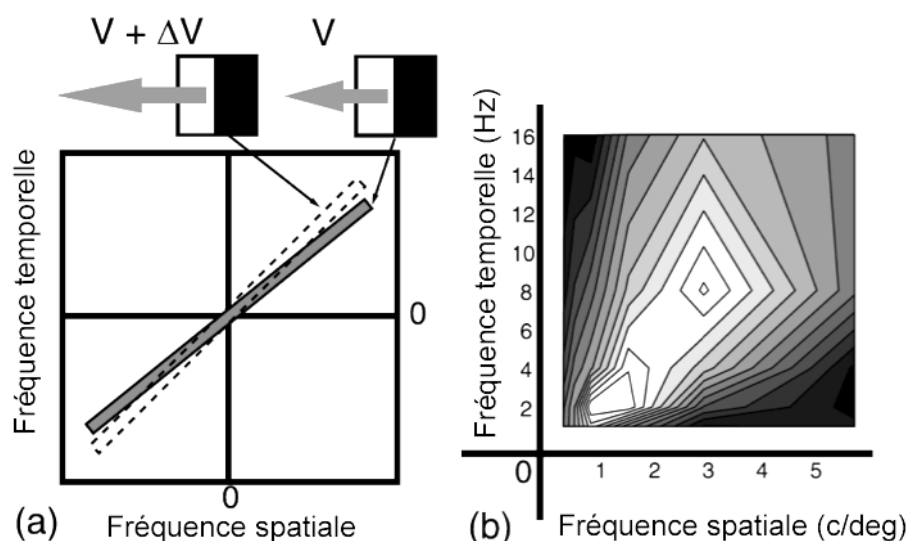


Figure 8. Représentation fréquentielle spatiotemporelle. (a) Représentation du spectre de mouvement de deux bords, un se déplaçant de droite à gauche à une vitesse v (ligne pleine) et l'autre à $v + \Delta v$ (ligne pointillée). La discrimination des vitesses de deux bords de nécessite un mécanisme de réponse sélectif à une inclinaison particulière de l'objet. (b) Spectre de champ récepteur d'un neurone MT testé avec 30 différentes combinaisons de fréquences spatiales et temporelles (Perrone & Thiele, 2001). Ce neurone est sélectif à une orientation particulière et une vitesse d'environ $3^\circ/\text{sec}$. Seules les fréquences spatiales du quadrant supérieur droit sont représentées dans cette représentation de contour. Adapté de (Perrone & Thiele, 2002).

Des études psychophysiques montrent des mécanismes similaires chez l'humain (Reisbeck & Gegenfurtner, 1999; van der Glas, Orban, Joris, & Verhoeven, 1981). Les contours de

discrimination spatio-temporelle étaient mesurés en présentant des réseaux de contraste de luminance en mouvement. L'ajouter du bruit à vitesse constante induisait une elongation de la réponse le long de l'axe de la vitesse constante tandis que l'ajout d'un bruit à vitesse variable rendait impossible la discrimination de la vitesse (Figure 9). Les auteurs en concluaient que le mécanisme de traitement du mouvement chez l'humain repose sur une sélectivité à la vitesse de déplacement plutôt qu'à un traitement distinct de l'information spatiale et temporelle.

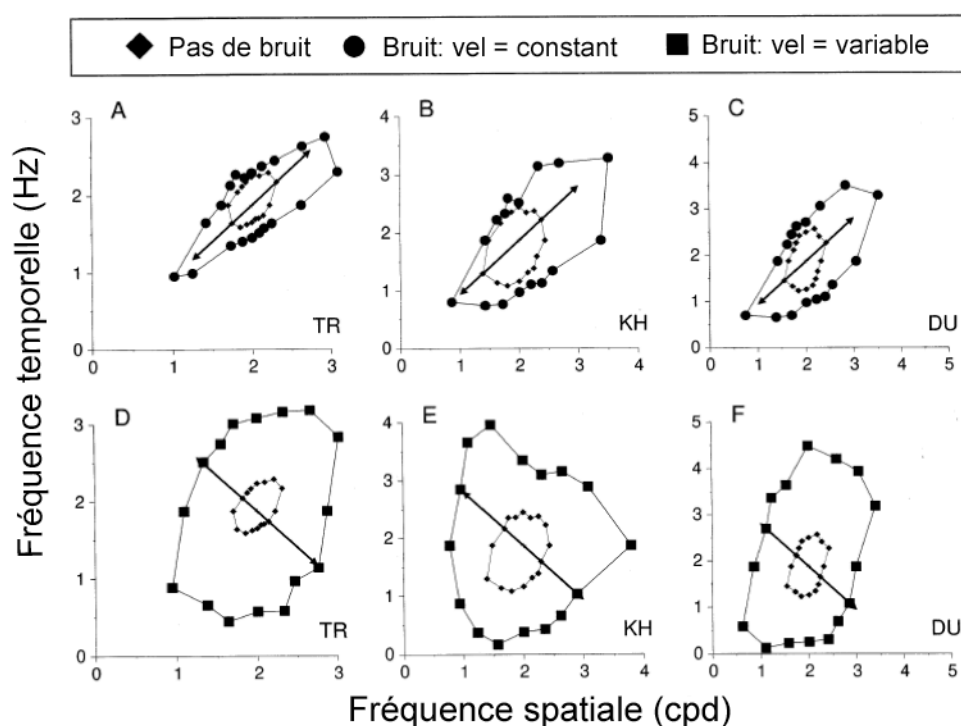


Figure 9. Représentation des contours de discrimination spatio-temporelle de trois sujets lors de l'ajout de bruit à vitesse constante (A-C) ou à vitesse variable (D-F). L'ajout de bruit constant induit une elongation des contours de discrimination le long de l'axe de vitesse constante (A-C) tandis que l'ajout d'un bruit à vitesse variable rend impossible la discrimination de la vitesse (D-F). Adapté de (Reisbeck & Gegenfurtner, 1999).

Considérant que les neurones impliqués dans la voie dorsale sont sensibles à la vitesse de déplacement, des chercheurs ont testé ces neurones avec de grands intervalles de vitesse

afin d'évaluer leur distribution. Des études menées sur les chats montrent que les cellules sélectives à la vitesse de l'aire V1 peuvent se classer en trois catégories : cellules passe-bas ($<2\text{-}20^\circ/\text{sec}$) que l'on retrouve principalement dans l'aire 17, les cellules passe-bande ($2\text{-}200^\circ/\text{sec}$) et les cellules passe-haut ($>100^\circ/\text{sec}$) (Orban, de Wolf, & Maes, 1984; Orban, Kennedy, & Maes, 1981). Ces différentes classes de cellules spécifiques à la vitesse se retrouvent aussi chez les primates, mais avec une répartition corticale légèrement différente (Orban, Kennedy, & Bullier, 1986). Par contre, d'autres travaux ont montré que la sélectivité des champs récepteurs aux fréquences spatiales et temporelles n'est pas associée, mais qu'elles sont plutôt indépendantes l'une de l'autre (Movshon, Thompson, & Tolhurst, 1978; Perrone & Thiele, 2002). Ces résultats suggèrent que les neurones de V1 seraient plus sélectifs aux fréquences temporelles qu'à la vitesse à proprement dit.

La distribution des cellules spécifiques à la vitesse a aussi été évaluée au niveau de l'aire MT par Perrone and Thiele (2002). Leurs travaux montraient une distribution bimodale des neurones en fonction de leur vitesse optimale de réponse avec une moyenne à $22,67^\circ/\text{sec}$ ($\pm 32,2$) et une médiane à $11,5^\circ/\text{sec}$ (Figure 10). Ces résultats sont proches de ceux rapportés par (Maunsell & Van Essen, 1983) qui ont trouvé une vitesse optimale moyenne de l'ordre de $32^\circ/\text{sec}$.

En résumé, il apparaît que les cellules de V1 sont plus sélectives à la fréquence temporelle tandis que les cellules de MT sont plus sélectives à la vitesse de stimulation. Cela suggère que les deux composantes temporelles du stimulus visuel sont traitées à différents niveaux. Nous allons maintenant les processus d'intégration de l'information visuelle qui permettent de préparer, coordonner et déclencher la réponse motrice.

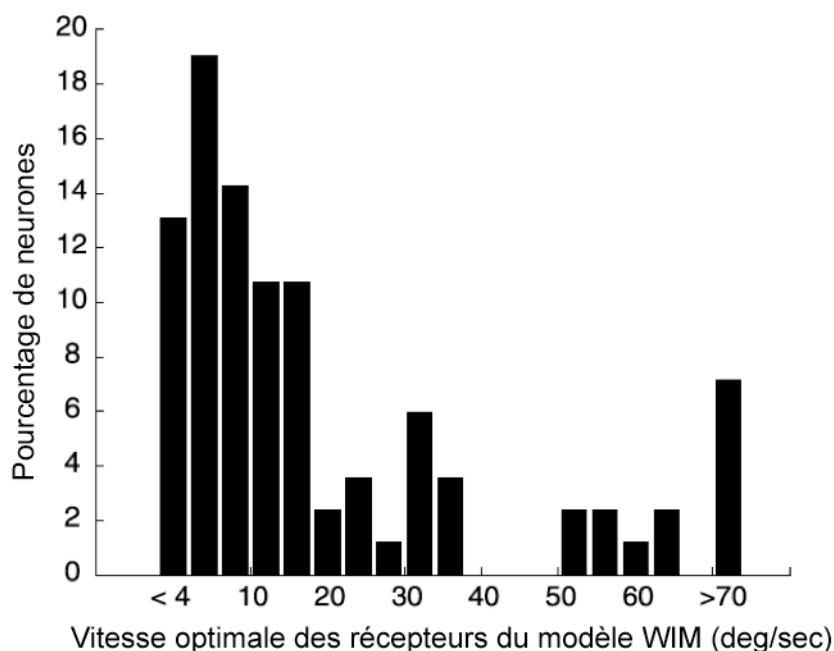


Figure 10. Représentation des ajustements de vitesses préférées du capteur de mouvement du modèle WIM en fonction du pourcentage de neurones de l'aire MT ($N = 84$). La distribution de la vitesse optimale des neurones de l'aire MT est de nature bimodale avec une valeur médiane de 11,5 deg/sec et une moyenne de 22,67 deg/sec ($SD = 32,2$ deg/sec). Adapté de (Perrone & Thiele, 2002).

1.3.3 Processus visuomoteurs

Les processus visuomoteurs reposent sur plusieurs régions corticales et du tronc cérébral. À l'origine de ces processus, on retrouve les aires corticales associatives multimodales tel que le cortex préfrontal, le cortex pariétal supérieur, le cortex temporal latéral et le gyrus parahippocampal. Ces régions associatives sont reliées par différentes voies synaptiques. D'une part, le faisceau longitudinal supérieur projette du cortex pariétal supérieur vers le SMA (Substitut Motor Area), le DLPFC (Dorso Lateral PreFrontal Cortex), et le cortex préfrontal. D'autre part, le faisceau occipito-temporo-inférieur projette du cortex occipital vers le gyrus parahippocampal via le cortex inféro-temporal. Enfin, les faisceaux arqué et

unciforme relie le cortex supéro-temporal au cortex frontal. Tous ces faisceaux sont directement impliqués dans l'intégration multisensorielle qui permet d'élaborer la réponse motrice à des stimulations extérieures. Le cortex pariétal postérieur a un rôle d'intégration multisensorielle convergente (visuelle, somatosensorielle et proprioceptive), mais aussi divergente vers les aires frontales et sous-corticales. Ces projections efférentes, issues du cortex pariétal, suggèrent qu'il est impliqué dans l'élaboration de commandes motrices. On retrouve des projections issues des aires 5 et 7 vers le cortex prémoteur et de façon plus marginale vers le cortex moteur (Figure 11) (P. B. Johnson, Ferraina, Bianchi, & Caminiti, 1996; Ramnani, 2011; Scannell, Blakemore, & Young, 1995; Wise, Boussaoud, Johnson, & Caminiti, 1997). Ces projections pariéto-frontales sont impliquées dans le contrôle visuomoteur, notamment pour les mouvements volontaires. Les aires 5 et 7 sont également liées au Thalamus (Avendano, Rausell, & Reinoso-Suarez, 1985; Robertson & Cunningham, 1981) et donc au système formé par les noyaux gris centraux qui participent aux boucles de contrôle moteur et oculomoteur.

La voie cortico-ponto-cérébelleuse joue un rôle majeur dans le contrôle postural, car le cervelet est particulièrement impliqué dans l'apprentissage de certains mouvements répétitifs (Ioffe, Chernikova, & Ustinova, 2007). Le vestibulocerebellum intègre différentes afférences sensorielles en lien avec l'équilibre (c.-à-d. vestibulaire, visuelle et proprioceptive). Le spinocerebellum est lui aussi associé à l'intégration multisensorielle, particulièrement pour les informations proprioceptives provenant de la colonne dorsale (Massion, 1993). Ces informations font du cervelet un centre important de l'apprentissage moteur en lien avec le contrôle postural. Plusieurs théories d'apprentissage moteur de Marr-Albus et de Ito expliquent les mécanismes de régulation et de plasticité synaptique mis en jeu dans la réaction posturale. Nous ne détaillerons pas ces théories, mais de plus amples détails sont disponibles dans les travaux des auteurs (Ito, 1982, 1983).

Enfin les voies motrices descendantes permettent de véhiculer l'information motrice via le tronc cérébral et la moelle épinière. Les faisceaux corticospinal et rubrospinal du système moteur latéral sont impliqués dans les mouvements volontaires distaux. Ils jouent donc un

rôle secondaire dans le contrôle postural orthostatique. Le système ventromédian se divise quant à lui en plusieurs faisceaux. Le faisceau vestibulospinal joue un rôle dans les réflexes vestibulo-oculaires qui permettent de maintenir la fixation visuelle lors des mouvements de la tête. Le faisceau tectospinal est principalement impliqué dans la coordination visuo posturale notamment lors de l'orientation de la tête et des yeux vers une cible de fixation. Les faisceaux réticulospinal pontique et bulbaire sont impliqués dans l'activation et la libération des muscles antigravitaires directement en lien avec le contrôle postural en conditions orthostatique.

En résumé, la voie dorsale qui est impliquée dans le traitement du mouvement visuel et véhicule l'information vers les aires sensorielles associatives. Ces dernières jouent à la fois un rôle d'intégration des afférences multisensorielles et un rôle de relais vers la voie ponto-cérébelleuse et les aires motrices. Cette transformation visuomotrice de l'information est à l'origine de la réaction posturale induite visuellement et des mécanismes d'apprentissage posturaux. Nous allons maintenant tenter de comprendre quelle est l'implication de l'information visuelle dans le maintien de l'équilibre postural.

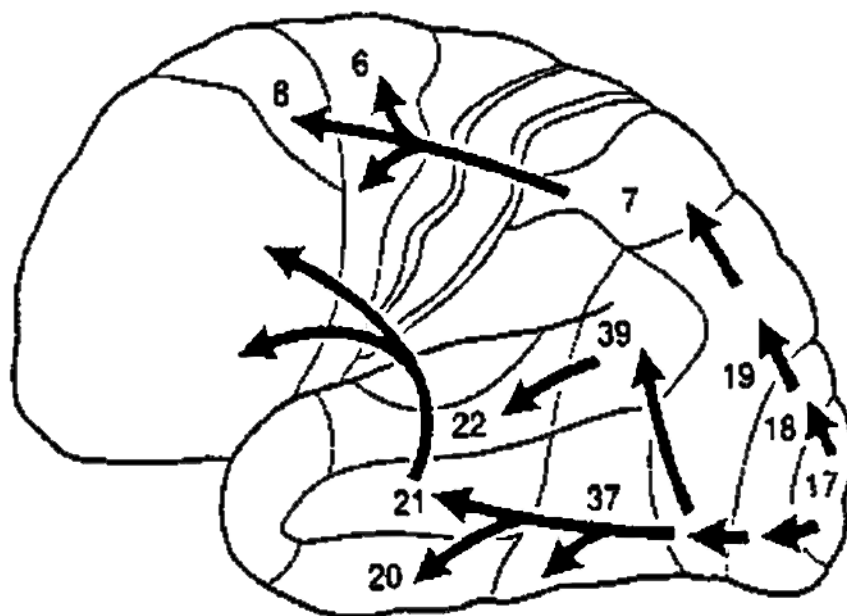


Figure 11. Projections du cortex visuel primaire vers les aires corticales associatives. Illustre les voies dorsale et ventrale, mais aussi les projections vers les aires sensorielles associatives, motrices et frontales. Tiré de (Rhawn, 2011).

1.4 Rôle de la vision dans le maintien du contrôle postural

1.4.1 Contrôle postural multi-sensoriel

Le contrôle postural repose sur trois systèmes afférents principaux : le système visuel, le système somatosensoriel et le système vestibulaire (Diener & Dichgans, 1988). Dès les années 60, on distinguait deux types d'informations indispensables pour le maintien de l'équilibre postural : les informations proprioceptives qui réfèrent à l'ensemble des afférences propres du corps et les informations extéroceptives qui réfèrent aux informations de l'environnement extérieur (Gibson, 1966). Gibson, expliquait que le déplacement d'une image sur la rétine contribue à la perception des mouvements de notre environnement, mais aussi à la perception propre du corps et donc au maintien de la posture verticale. Quelques

années plus tard, (Lee, 1977) qualifiait le système vestibulaire d'exproprioceptif, c'est-à-dire qu'il fournit des informations sur les déplacements du corps (en l'occurrence des accélérations) relativement à son environnement. Ce même auteur rapportait que le système visuel est capable faire la distinction entre les mouvements du corps et ceux de l'environnement. Le système visuel serait à la fois extéroceptif, proprioceptif et aussi exproprioceptif. Lee (1977) concluait que cette caractéristique trimodale du système visuelle en ferait un des systèmes perceptifs les plus performants dans les interactions avec l'environnement et qu'il agirait comme l'un des coordinateurs des activités motrices.

Il existe un équilibre entre les systèmes sensoriels impliqués dans le contrôle postural. Une afférence peut avoir une importance relative différente par rapport aux autres dépendant du contexte environnemental et des caractéristiques intrinsèques de chaque individu. On parle de la pondération des afférences sensorielles (Peterka, 2002; Simoneau, Ulbrecht, Derr, & Cavanagh, 1995). Afin d'évaluer les pondérations relatives de ces afférences sensorielles sur le contrôle postural, le déplacement du Centre de Pression (CdP) a été mesuré suite à des perturbations visuelles, vestibulaires ou proprioceptives (Simoneau, et al., 1995). La Figure 12 montre qu'en position debout passive (d'aplomb), les afférences les plus importantes pour le maintien de l'équilibre sont celles des systèmes somatosensoriel et visuel. La perturbation du système visuel seule fait augmenter le déplacement du CdP de 41 % et cette valeur atteint 150 % lorsque les systèmes visuel et somatosensoriel sont perturbés conjointement. Dans un tel contexte quasi statique, le système vestibulaire est beaucoup moins impliqué dans le maintien postural. Par contre, lorsque l'afférence visuelle est altérée au moyen d'un système de réalité virtuelle, la vélocité relative perçue entre le sujet et son environnement augmente de façon contradictoire et non fiable avec les autres informations sensorielles. Il s'opère alors une repondération des entrées au bénéfice des systèmes vestibulaire et somatosensoriel (Akizuki, et al., 2005; Oie, Kiemel, & Jeka, 2002; Peterka, 2002; van der Kooij, Jacobs, Koopman, & van der Helm, 2001). De nombreux facteurs peuvent faire varier ces pondérations comme l'environnement, l'âge des sujets, la fatigue, etc. Nous aborderons certains de ces facteurs dans le chapitre 1.4.3.4.

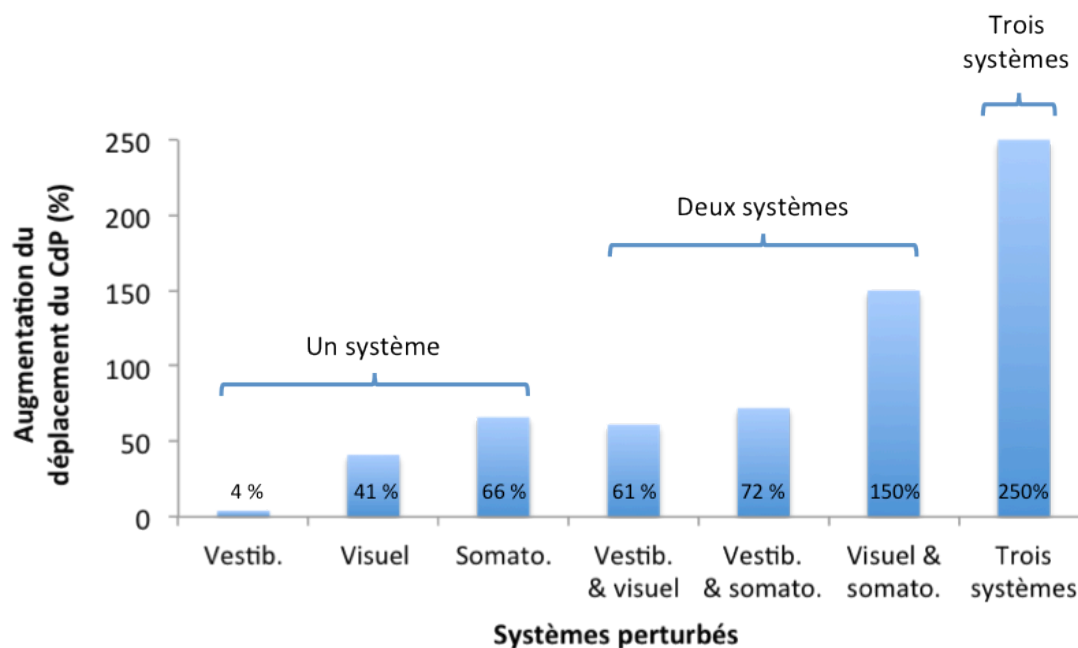


Figure 12. Déplacement du centre de pression (en pourcentage) lors de la perturbation des différentes afférences sensorielles impliquées dans le maintien de la posture. Le déplacement du centre de pression (CdP) est davantage perturbé lors d'une perturbation du système somatosensoriel ou visuel que lors d'une perturbation du système vestibulaire. Une perturbation combinée des différents systèmes sensoriels amplifie les déplacements du CdP. Adapté de (Simoneau, et al., 1995).

1.4.2 Stratégies posturales du maintien de l'équilibre

Lorsque le maintien de l'équilibre est perturbé par des contraintes externes, le système postural met en jeu des stratégies motrices préétablies. Ces stratégies proviennent de l'apprentissage moteur effectué au cours de l'individu et qui implique les aires corticales motrices, mais aussi la boucle cortico-ponto-cerebelleuse (Ito, 1982, 1983). Ces stratégies sont définies par des patrons de mouvements segmentaires programmés dans le temps et l'espace qui permettent au corps de revenir en position d'équilibre stable (Dokka, Kenyon, & Keshner, 2009). On retrouve deux stratégies posturales principales impliquées dans le

contrôle postural d'un individu qui se tient debout « sans bouger », la stratégie des chevilles et la stratégie des hanches (Nashner & McCollum, 1985) (Figure 13).

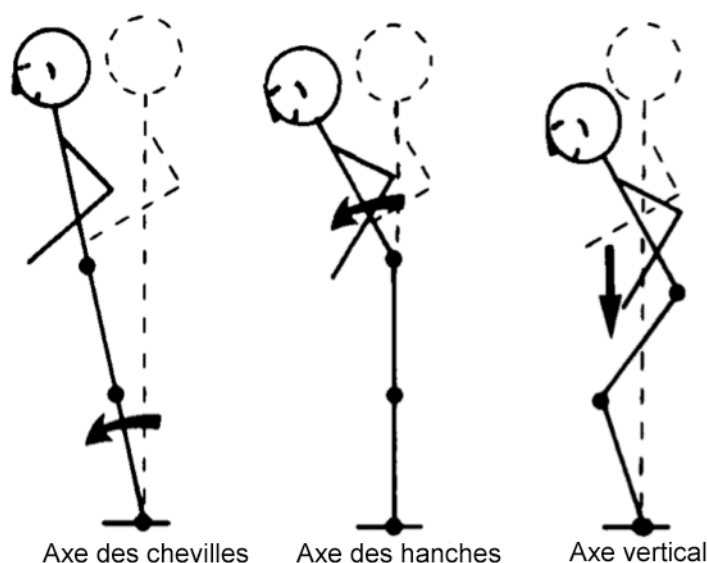


Figure 13. Illustration des stratégies posturales selon les axes de rotations dans le plan sagittal. Adapté de (Nashner & McCollum, 1985).

La stratégie des chevilles consiste en une oscillation du corps autour de l'axe de rotation des chevilles (V. S. Gurfinkel, Lipshits, & Popov, 1974). On la retrouve plus particulièrement lors de petites contraintes posturales. Cette stratégie permet de faire de petits ajustements posturaux afin de ramener le corps en position d'équilibre en activant principalement les muscles axiaux du corps et surtout des jambes. Ce type de mouvement génère une oscillation du corps similaire au mouvement d'un pendule inversé (J Faubert & Allard, 2004; Maurer, Mergner, & Peterka, 2005; Mergner, Maurer, & Peterka, 2003). En cas de contraintes motrices plus marquées, le système postural priorisera la stratégie des hanches, car elle permet des ajustements posturaux de plus grande amplitude et surtout plus rapide. Elle met en jeu des moments de force au niveau des hanches qui créent des séquences de mouvements de flexion et d'extension du tronc en direction opposée à la contrainte initiale (Nashner & McCollum, 1985). Les auteurs évoquent aussi les

déplacements verticaux, ces derniers ne sont pas une stratégie en soi. Ils sont utilisés en plus des deux premières stratégies susmentionnées lors de contraintes posturales importantes. Ces mouvements consistent en une flexion des chevilles, des genoux et des hanches de façon synchronisée afin de conserver le centre de pression à l'intérieur de la base de support. Un des rôles de ces déplacements verticaux est d'abaisser le centre de masse ce qui diminue l'effet des contraintes externes et donc les risques de pertes d'équilibre.

Des études ont proposé des modèles de mise en jeu de ces stratégies posturales. Shumway-Cook and Woollacott (1995) suggèrent un modèle hiérarchique qui débute par la stratégie des chevilles puis des hanches. Lorsque ces stratégies ne suffisent pas à compenser la contrainte posturale, l'individu fait un pas dans la direction de la contrainte afin d'éviter la chute. D'autres études proposent un modèle de chevauchement dans lequel les différentes stratégies sont utilisées ensemble à différents degrés dépendant de l'ampleur de la contrainte (Maki & McIlroy, 1997).

En résumé, il existe différentes stratégies posturales que le corps peut mettre en jeu afin de maintenir son équilibre après une contrainte extérieure. Les contraintes extérieures qui induisent un réajustement postural peuvent être de différentes natures : motrices, visuelles, auditives, etc. Le thème principal de ce travail étant la vision, nous allons examiner plus en profondeur les effets d'un stimulus visuel sur le contrôle de la posture.

1.4.3 Contrôle visuel de la posture

Dans la littérature, on retrouve deux approches concernant le contrôle visuel de la posture. On distingue la stabilisation posturale dans des conditions visuelles statiques et les réactions posturales induites par les mouvements de l'environnement visuel dynamique.

1.4.3.1 Contrôle visuel de la posture en condition statique

Lorsque l'environnement visuel ne bouge pas, l'information visuelle est utilisée comme un référentiel qui contribue au maintien de l'équilibre. On parle ainsi de stabilisation visuelle

de la posture (Ustinova & Perkins, 2011; Vidal, Berthoz, & Millanvoye, 1982). Cet effet de l'information visuelle sur le contrôle postural a été mis en évidence par un neurologue du nom de Moritz Heinrich Romberg (1795–1873) qui a comparé les amplitudes d'oscillation posturale avec les yeux fermés (YF) et les yeux ouverts (YO) (Le & Kapoula, 2008).

$$\text{Quotient de Romberg} = \frac{\text{Oscillation YF}}{\text{Oscillation YO}}$$

Ce rapport, mieux connu sous le nom de quotient ou ratio de Romberg est de l'ordre de 2,5 chez des personnes adultes sans problème particulier de posture (Le & Kapoula, 2008). Ce résultat suggère que l'information visuelle en condition statique améliore la posture par plus de deux fois. On peut considérer que la stabilisation visuelle de la posture implique des mécanismes de réafférences considérant que les mouvements perçus au niveau de la rétine proviennent directement des oscillations propres de l'observateur. Le rôle de la vision dans la stabilisation posturale a aussi été mis en évidence en montrant que l'instabilité était directement liée à l'augmentation de l'embrouillement réfractif (Anand, Buckley, Scally, & Elliott, 2002). Cette étude suggère donc que la qualité et les caractéristiques du stimulus visuel peuvent modifier le maintien postural.

De nombreuses études ont envisagé de déterminer quelles étaient les caractéristiques spatiales du stimulus les plus susceptibles d'engendrer un réajustement postural. On retrouve ainsi des études qui montrent que les oscillations du corps varient selon le niveau de résolution de l'image projetée (Anand, et al., 2002; Straube, Paulus, & Brandt, 1990), selon son contenu en fréquences spatiales (Kunkel, Freudenthaler, Steinhoff, Baudewig, & Paulus, 1998; Simoneau, Leibowitz, Ulbrecht, Tyrrell, & Cavanagh, 1992), sa luminance (Simoneau, et al., 1992), son éloignement (Barela, Sanches, Lopes, Razuk, & Moraes, 2011; Kapoula & Le, 2006; Moraes, Lopes, & Barela, 2009), sa taille (W. Paulus, Straube, Krafczyk, & Brandt, 1989), ou encore sa position centrale ou périphérique sur la rétine (Berencsi, Ishihara, & Imanaka, 2005; Jasko, Loughlin, Redfern, & Sparto, 2003; Kawakita, Kuno, Miyake, & Watanabe, 2000; Piponnier, Hanssens, & Faubert, 2009). Par ailleurs, le fait de présenter un environnement visuel penché sur le côté de façon statique (que l'on pourrait comparer à un stimulus visuel très lent) induit un réajustement postural

des sujets pour s'adapter à ce nouvel environnement (Kluzik, Horak, & Peterka, 2007; Kluzik, Peterka, & Horak, 2007). Ces travaux montrent que la vision joue un rôle majeur dans la stabilisation posturale et surtout que les caractéristiques spatiales du stimulus affectent directement le maintien de la posture. Considérant que ces caractéristiques statiques de l'environnement visuel influencent notre comportement, on peut s'interroger sur l'effet des caractéristiques dynamiques.

1.4.3.2 Contrôle visuel de la posture en condition dynamique

Nous avons vu que la vision joue un rôle important dans le contrôle multisensoriel de la posture (cf. 1.4.1). Bien que cette afférence sensorielle soit particulièrement importante dans le maintien de la stabilité posturale, elle peut aussi induire de l'instabilité lorsque le sujet est soumis à une stimulation visuelle. L'instabilité induite sera d'autant plus grande que l'information visuelle sera en contradiction avec les autres afférences sensorielles (Brandt, Paulus, & Straube, 1986). Dokka, et al. (2009) affirmaient qu'un sujet en position droite et confronté à un changement dynamique notable dans son environnement visuel, mettra en jeu une réaction posturale compensatoire, lui permettant de s'ajuster aux nouvelles propriétés de l'environnement. Cette notion se retrouve dans la littérature sous les noms de déstabilisation visuelle de la posture ou de *Visually-Induced Postural Response* VIPR (Peterka & Benolken, 1995).

1.4.3.2.1 Nature dynamique du stimulus visuel

La réponse posturale induite est directement liée à la nature du stimulus visuel. Le mouvement peut être unidirectionnel (Ravaioli, Oie, Kiemel, Chiari, & Jeka, 2005), pseudoaléatoire (Peterka, 2002), périodique (Mergner, Schweigart, Maurer, & Blumle, 2005) ou avec des combinaisons de stimulations sinusoïdales (Musolino, Loughlin, Sparto, & Redfern, 2006). Certains auteurs ont étudié le comportement postural en présence d'un mouvement prédéfini de l'environnement visuel sans faire varier les paramètres comme la vitesse. Le but de ces études était d'évaluer l'impact général de la vision en fonction d'autres paramètres intra-sujets comme l'âge, le champ visuel, etc. (Laurens et al., 2010;

Loughlin & Redfern, 2001) ou inter-sujets comme le sexe, les lésions vestibulaires, etc. (Horak, Nashner, & Diener, 1990). Même si beaucoup d'études ont étudié les effets de stimuli visuels en mouvement sur le contrôle de la posture, peu se sont intéressées aux caractéristiques physiques du mouvement à l'origine de la réponse posturale visuellement induite. Pour répondre à cette question, la première nécessité est d'envisager des stimuli dont le mouvement est suffisamment simple pour être décrit et contrôlé de façon rigoureuse. Une stimulation périodique répond parfaitement à ce critère. Elle permet de contrôler à la fois la fréquence temporelle et la vitesse du mouvement. Plusieurs études ont utilisé des stimuli visuels périodiques et déterminé leurs effets sur le comportement postural (Dokka, et al., 2009; Lestienne, Soechting, & Berthoz, 1977; Loughlin & Redfern, 2001; Musolino, et al., 2006; Peterka, 2002; Sparto et al., 2005; van Asten, Gielen, & Denier van der Gon, 1988a, 1988b). Néanmoins, les conclusions sur les rôles respectifs de la fréquence temporelle et de la vitesse sur la réponse du corps ne sont pas univoques.

1.4.3.2.2 Effets de la vitesse et de la fréquence temporelle

Plusieurs auteurs représentent la réponse posturale en fonction de la vitesse. Lestienne, et al. (1977) ont évalué l'amplitude de la réponse posturale en fonction de l'oscillation linéaire d'un tunnel à différentes vitesses (2,7 à 270 cm/sec). Leurs résultats montraient que la réponse posturale variait avec le logarithme de la vitesse de stimulation. Une telle relation montrait que la réponse posturale induite visuellement n'est pas linéaire et les auteurs concluaient que le réajustement postural est proportionnel à un filtre passe-bas du logarithme de la vitesse. Une étude plus récente utilisait un patron de triangles répartis de façon aléatoire (Figure 14) qui oscillaient sur eux-mêmes (à 0,2 Hz) en même temps qu'ils se déplaçaient de gauche à droite à différentes vitesses (0, 1, 2, ou 4 cm/s) (Ravaioli, et al., 2005). La réponse posturale était mesurée en gain, c'est à dire le ratio de l'amplitude d'oscillation des sujets par rapport à l'amplitude d'oscillation des triangles. Les résultats montraient un effet significatif de la vitesse de stimulation sur le gain. Le gain ne diminuait pas pour les basses vitesses de translation suggérant que le système de contrôle

postural serait capable de décomposer le mouvement relatif de la scène visuelle en mouvement de l'environnement et mouvement propre du sujet (Ravaoli, et al., 2005).

D'autres études présentent leurs résultats en fonction de la fréquence temporelle du stimulus. Ces études rapportaient une diminution de l'amplitude d'oscillation posturale avec l'augmentation de la fréquence de stimulation (Mergner, et al., 2005; Musolino, et al., 2006; Peterka, 2002; Sparto, Jasko, & Loughlin, 2004; Sparto, et al., 2005; van Asten, et al., 1988a, 1988b). Cette diminution de la réponse posturale pour les hautes fréquences se retrouvait aussi bien pour des stimuli périodiques que non périodiques (Musolino, et al., 2006). Sparto, et al. (2005) ont utilisé le mouvement de contraction/expansion d'un patron en forme de « bull's eye » à différentes fréquences temporelles pour montrer qu'il y avait un pic d'amplitude de réponse posturale autour de 0,25 Hz. Les oscillations posturales semblaient augmenter rapidement lors de la mise en mouvement du stimulus visuel puis semblaient diminuer avec la progression des mouvements sinusoïdaux. Cette diminution de la réponse posturale durant la stimulation visuelle indiquerait une adaptation posturale à une perturbation visuelle de fréquence constante (Loughlin & Redfern, 2001).

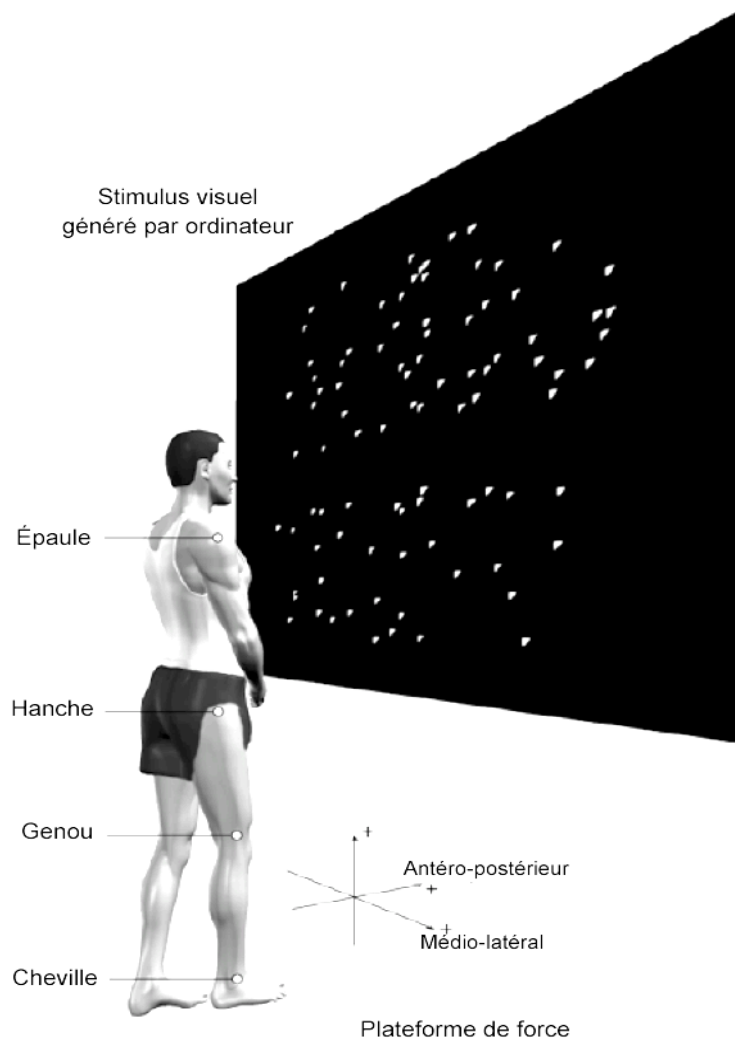


Figure 14. Représentation des conditions expérimentales utilisées dans l'étude de (Ravaioli, et al., 2005). Les participants se tenaient debout avec les mains croisées devant le ventre et les pieds en tandem. Le stimulus visuel était affiché sur un écran de 2 x 2,5 m situé en face et à hauteur des yeux du sujet. 100 triangles blancs oscillaient à une fréquence de 0,2 Hz avec une amplitude de 4 mm en plus d'effectuer une translation de la gauche vers la droite à différentes vitesses (0 à 4 cm/sec). Adapté de Ravaioli, et al. (2005).

Rares sont les études qui ont manipulé à la fois la fréquence et la vitesse. van Asten, et al. (1988a) ont comparé ces deux paramètres en utilisant le spectre de corrélation croisée qui est une variable indépendante du stimulus. Leurs résultats montraient que la réponse posturale dépendait de la fréquence et qu'elle est indépendante de la vitesse pour des vitesses supérieures à 5°/sec. En 2009, (Dokka, et al.) ont utilisé une salle virtuelle texturée qui oscillait d'avant en arrière à différentes fréquences et vitesses. Ils ont montré un effet significatif de la vitesse sur la réponse posturale alors que la fréquence n'avait aucune influence. Il ressort de la littérature que les rôles respectifs de la fréquence temporelle et de la vitesse sur la réponse du corps ne sont pas univoques. L'un des objectifs expérimentaux de cette thèse sera de tenter d'éclaircir les rôles de ces variables dynamiques en utilisant un stimulus périodique qui permet de manipuler ces variables simultanément et de façon indépendante.

1.4.3.2.3 Saturation de la réponse posturale

Certaines études ont combiné différentes fréquences temporelles à plusieurs amplitudes ce qui avait pour effet de modifier la vitesse du stimulus (Mergner, et al., 2005; Peterka, 2002). Ce contexte expérimental était propice pour comparer l'effet de la fréquence et de la vitesse sur la réponse posturale. Cependant, dans ces travaux, la réponse posturale était mesurée en gain. Or le gain est une variable qui n'est pas indépendante du stimulus visuel, elle est directement liée à l'amplitude et donc à la vitesse de stimulation ce qui ne permet pas de comparer la fréquence et la vitesse de façon indépendante. En revanche, le gain est une variable qui permet de bien mettre en évidence les phénomènes de saturation de la réponse posturale. Cette saturation se manifeste par une diminution du gain pour les hautes fréquences (Peterka, 2002). En étudiant l'effet de l'oscillation d'une cabine réelle à différentes fréquences et amplitudes, Mergner, et al. (2005) ont montré, qu'en plus d'un effet de fréquence, la réponse posturale saturait lorsque la vitesse du sujet était de l'ordre de 0,1°/sec. L'hypothèse invoquée pour expliquer ce phénomène de saturation serait de nature biomécanique. En perturbant le système proprioceptif, soit en plaçant un coussin sous les pieds des participants, soit au moyen d'une plateforme qui suivait les oscillations

du corps (*body sway referenced*), les seuils de saturation posturale augmentaient de façon très significative (Jeka, Kiemel, Creath, Horak, & Peterka, 2004; Lord & Menz, 2000; Nougier, Bard, Fleury, & Teasdale, 1998). Ces résultats suggèrent que la saturation posturale pour les hautes fréquences serait directement liée aux mécanismes de régulation posturale par les afférences proprioceptives.

Un autre objectif de cette thèse est donc d'évaluer si cette saturation posturale dépend plutôt des hautes fréquences temporelles ou plutôt des hautes vitesses de stimulation visuelle. De cette façon, il sera possible de discuter si les causes de cette saturation sont davantage de nature visuelle ou de nature biomécanique.

1.4.3.2.4 Effet de la direction du stimulus visuel

Plusieurs études ont comparé la réponse posturale dans les directions médiolatérales (ML) et antéropostérieure (AP), mais pour la plupart il s'agissait de conditions de stimulations visuelles statiques. Selon ces études, l'amplitude de la réponse posturale est généralement plus importante en direction AP que ML (Anand, Buckley, Scally, & Elliott, 2003; W. Paulus, et al., 1989; Winter, Patla, & Frank, 1990). Des travaux ont démontré que le maintien de l'équilibre en ML était peu touché par le fait d'ouvrir ou de fermer les yeux alors que cela avait un impact significatif sur le maintien postural en direction AP (Perrin, Jeandel, Perrin, & Bene, 1997). Une étude a évalué le rôle du champ visuel central et périphérique sur le contrôle postural. Les résultats montraient que le champ visuel périphérique jouerait un rôle prédominant dans le contrôle postural en direction AP alors qu'il ne semblait pas avoir d'effet en direction ML (Berencsi, et al., 2005). Ces résultats suggèrent que les caractéristiques spatiales du stimulus visuel ont un effet sur la stabilisation posturale en direction AP et très peu d'effet en direction ML. Au regard de ces données, on pourrait envisager qu'un stimulus visuel dynamique AP devrait induire une réponse posturale plus importante qu'en ML. Cette question ne semble pas avoir été directement traitée dans la littérature. Dans deux expériences distinctes menées par les

mêmes auteurs qui ont utilisé un stimulus en forme de moulin à vent noir et blanc animé d'un mouvement soit de translation AP (van Asten, et al., 1988b), soit de rotation ML autour d'un axe longitudinal (van Asten, et al., 1988a). La confrontation des résultats de ces deux études montre que la réponse posturale maximale était plus importante en direction ML qu'en AP. Sur la base de ces travaux, l'hypothèse pourrait être émise que les caractéristiques spatiales ou temporelles d'un stimulus visuel ont un effet différent sur le contrôle visuel de la réponse posturale dans les directions AP et ML.

En résumé, les caractéristiques spatiales d'un stimulus visuel semblent avoir plus d'effet sur le contrôle postural dans la direction AP qu'en direction ML. À l'inverse, certaines données suggèreraient que les caractéristiques dynamiques pourraient avoir un effet plus important en direction ML. Cependant, ces dernières données ne sont qu'une hypothèse qui nécessite de plus amples investigations. Un autre objectif de cette thèse est donc d'évaluer la réponse posturale induite visuellement dans les direction ML et AP au sein d'une même expérience afin de vérifier si les caractéristiques dynamiques d'un stimulus visuel influencent davantage la posture en direction ML (comme le suggèrent les données de van Asten et al.) ou en direction AP (comme le font les caractéristiques spatiales de la stimulation).

1.4.3.3 Rôle de la vision périphérique dans le contrôle postural

Les photorécepteurs réiniens ne sont pas uniformément répartis sur la rétine. On retrouve une plus grande concentration de cônes dans la rétine centrale tandis que les bâtonnets sont plutôt répartis en mi-périphérie et en périphérie. Au niveau de la rétine centrale, chaque cône est connecté à une cellule bipolaire tandis qu'au niveau de la rétine périphérique, on retrouve une convergence de plusieurs bâtonnets vers chaque cellule bipolaire. De cette façon, chaque cellule ganglionnaire de la rétine périphérique couvre une plus grande zone de champ visuel (Galvin, Williams, & Coletta, 1996). Cette caractéristique rend la rétine périphérique plus sensible à la lumière et aux mouvements que la rétine centrale (McKee & Nakayama, 1984). Il est admis dans la littérature que le champ visuel périphérique est

largement impliqué dans la régulation posturale lors de stimulation visuelle (Amblard & Carblanc, 1980; Berencsi, et al., 2005; Finlay, 1982). La rétine centrale aurait quant à elle un rôle accessoire surtout relié à l'orientation spatiale ou à la stabilisation posturale en conditions statiques (W. M. Paulus, Straube, & Brandt, 1984; Piponnier, et al., 2009). Ces informations suggèrent qu'il est important de stimuler la vision périphérique afin d'évaluer la réaction posturale à une stimulation visuelle dynamique. Parmi ces zones de champ visuel périphérique, le champ visuel inférieur est l'un des plus importants, car il joue un rôle d'ancrage important dans le contrôle postural (Amenedo, Pazo-Alvarez, & Cadaveira, 2007; Lakha & Humphreys, 2005). Nous verrons que cette information revêt une importance particulière pour le choix des stimuli qui ont été utilisés lors des travaux de cette thèse.

1.4.3.4 Contrôle visuel de la posture en fonction de l'âge

De nombreuses études ont montré que les enfants utilisent plus les informations visuelles que les adultes afin de réguler leur stabilité posturale (Foster, Sveistrup, & Woollacott, 1996; Hirabayashi & Iwasaki, 1995; Sparto, et al., 2005) suggérant que le système sensoriel des enfants fonctionne différemment (Shumway-Cook & Woollacott, 1985). Les auteurs concluent que la pondération de l'information visuelle est plus importante chez les enfants et c'est après quelques années que les informations vestibulaires et somatosensorielles deviennent plus efficaces et prennent leur place dans le contrôle postural. Des études ont montré que la réponse posturale diminue linéairement avec l'augmentation de l'âge des enfants jusqu'aux environs de 7-8 ans, âge où les enfants utiliseraient l'information visuelle de la même façon que les adultes (Assaiante & Amblard, 1993; Riach & Hayes, 1987; Shumway-Cook & Woollacott, 1985). Cependant, d'autres études ont suggéré que la capacité des enfants à contrôler leur posture comme des adultes se développerait plus tard dans l'évolution. Selon Hirabayashi and Iwasaki (1995) les enfants ne semblent pas être capable de contrôler leur posture comme des adultes avant l'âge de 15 ans. Ces différences entre enfants et adultes ne seraient perceptibles que dans des conditions de stimulations dynamiques. En testant des sujets de 7 à 80 ans, Peterka and Black (1990) ont montrés qu'il

n'y avait pas de différence significative de maintien de la posture en conditions statiques alors que des conditions visuelles dynamiques permettaient de montrer ces différences.

On comprend donc qu'en conditions dynamiques, le contrôle postural des enfants repose en grande partie sur les afférences visuelles. Ces caractéristiques se retrouvent aussi chez les personnes âgées, mais pour des raisons différentes. Le vieillissement est associé à une diminution des capacités proprioceptives (Orr et al., 2006; Stelmach, Teasdale, Di Fabio, & Phillips, 1989). En effet, les personnes âgées qui se tiennent debout sans stimulations externes semblent osciller davantage que les jeunes (Fujita et al., 2005). Cette instabilité posturale semble encore plus marquée lorsque les systèmes sensoriels sont en conflits, c'est-à-dire lors d'une stimulation visuelle (p.ex. oscillations d'un environnement de réalité virtuelle) ou lors d'une stimulation motrice (p.ex. oscillation d'une plateforme de force) (Bugnariu & Fung, 2007). Ce contexte de dépréciation proprioceptive fait que les personnes âgées utilisent davantage les informations visuelles pour contrôler leur posture (Bugnariu & Fung, 2007; Lord, 2006; Lord & Menz, 2000; Perrin, et al., 1997; Peterka & Black, 1990). De plus, une augmentation des oscillations posturales avec les yeux fermés comparées aux oscillations avec les yeux ouverts chez les personnes âgées confirme l'importance de l'information visuelle dans le maintien de la posture (Perrin, et al., 1997; Peterka & Black, 1990). Pyykko, Jantti, and Aalto (1990) ont montré qu'une privation visuelle chez les personnes âgées déstabilisait l'équilibre postural de façon significative chez les plus de 85 ans. Ces auteurs concluaient que l'information visuelle contribuait pour environ 50 % au maintien de l'équilibre de cette population. Cette perte de la stabilité posturale en fonction de l'âge peut aussi s'envisager du point de vue musculaire. Des études montrent que l'augmentation des oscillations est associée aux changements neuromusculaires en fonction de l'âge (Yamamoto, 1981). Selon l'auteur, ces atteintes neuromusculaires commenceraient à perturber les habiletés du contrôle postural vers l'âge de 50 ans.

En résumé, il apparaît que le contrôle postural évolue en fonction de l'âge des individus. Avant l'âge de 14 ans (selon les études les plus conservatrices) le système proprioceptif ne serait pas encore aussi fiable que celui des adultes. À cet âge, la vision serait grandement

mise à contribution pour assurer le maintien de l'équilibre. Plus tard au cours de la vie, des altérations neuromusculaires et proprioceptives seraient à l'origine d'une augmentation de l'instabilité posturale. Ces altérations proprioceptives seraient associées avec une augmentation de l'importance de la vision dans le maintien du contrôle postural. Il semblerait donc que le système d'intégration multisensorielle qui régule le contrôle postural soit mature et optimum à l'âge adulte, soit entre 15 et 50 ans selon les études envisagées. Ainsi cette tranche d'âge serait idéale pour évaluer l'effet d'un stimulus visuel sur le contrôle postural et l'inconfort subjectif.

Une fois encore, ces observations ont été prises en compte lors du choix des participants impliqués dans la partie expérimentale de cette thèse. Des études préliminaires sur la réactivité posturale induite visuellement seront présentées dans la section 1.7.

1.5 Effet de la vision sur l'inconfort subjectif

1.5.1 Généralités

Le mal des transports est un problème important notamment dans l'industrie des transports maritime, automobile, aérien, etc. De nombreuses études se sont penchées sur ce phénomène pour en trouver les causes et mettre au point des traitements. En effet, le mal des transports et le décalage horaire sont les principales affections rapportées par les voyageurs, on estime que plus de 80 % de la population en aurait ressenti les symptômes au moins une fois dans sa vie (Baratta, 2005).

On retrouve de nombreuses façons de nommer cet inconfort subjectif dans la littérature. On utilise principalement les termes de cinétose, mal des transports, mal de mer, mal de l'air ainsi que des termes plus récents comme le cybermalaise. Certains auteurs font la distinction entre ces différentes terminologies prétextant des étiologies et donc des effets différents sur les symptômes rapportés (R. S. Kennedy & Stanney, 1996). D'ailleurs, l'inconfort induit par les nouvelles technologies qui occupent notre quotidien, tels que les

écrans 3D, les afficheurs faciaux, la réalité virtuelle, etc. montre que la cinétose ne se limite pas aux seuls voyageurs, mais qu'elle concerne aussi les personnes immobiles. Dans cette thèse, nous utiliserons les termes plus généraux d'inconfort subjectif et de cinétose afin de couvrir l'ensemble des gênes subjectives pouvant être induites visuellement.

Les améliorations des moyens de transport font que la cinétose est moins fréquente chez les voyageurs ou du moins elle serait moins sévère que dans le passé. Par ailleurs, des traitements pharmaceutiques permettent d'en prévenir et d'en contrôler les effets (Shupak & Gordon, 2006; Spinks & Wasiak, 2011). C'est probablement la cinétose ressentie par les utilisateurs de nouvelles technologies qui a donné un regain d'intérêt auprès de la communauté scientifique et maintenant auprès du grand public. Certains chercheurs affirment que cet inconfort est l'un des points critiques du développement et de la démocratisation des technologies de réalité virtuelle (Hettinger & Riccio, 1992; K. M. Stanney, Kennedy, Drexler, & Harm, 1999).

La cinétose se classe en trois grandes catégories par les chercheurs : la cinétose terrestre (p.ex. mal des transports, mal de mer), la cinétose spatiale et le cybermalaise (p.ex. réalité virtuelle). Cette classification permet de faire la distinction entre les différentes conditions environnementales qui induisent cet inconfort. En effet, les signes et symptômes ressentis sont différents dépendants que l'on soit dans le champ de gravité terrestre ou en apesanteur. Cette classification distingue aussi les stimuli et les mécanismes d'apparition de cet inconfort. Certains chercheurs suggèrent que le mal des transports et le cybermalaise se différencient aussi bien par la nature et l'intensité des symptômes rapportés que par les mécanismes sensoriels mis en jeu (Robert S. Kennedy & Fowlkes, 1992; R. S. Kennedy & Stanney, 1996). R.S. Kennedy, Hettinger, and Lilienthal (1990) expliquent que le mal des transports qui est directement associé à une stimulation motrice ne peut pas décrire la cinétose induite par un simulateur fixe qui n'induit pas de stimulation motrice directe. C'est à partir de cette distinction qu'est apparu le concept de « Visually-induced Motion Sickness ». On rapporte même des différences entre l'inconfort induit par les systèmes de réalité virtuelle et les simulateurs (K. Stanney, Kennedy, & Drexler, 1997). L'inconfort

évoqué par les systèmes de réalité virtuelle serait attribué à la nature immersive et à la complexité des stimuli induits par ces environnements (Cobb & Nichols, 1998; K. Stanney, et al., 1997).

De nombreuses théories ont été élaborées pour expliquer l'apparition de la cinétose. Les premières théories évoquaient une sur-stimulation des canaux semi-circulaires du système vestibulaire induit par des mouvements répétitifs (Hausler, 1995; W. H. Johnson, 1956). Cependant, le fait que des personnes rapportent des symptômes de cinétose sans bouger suffit à montrer que cette hypothèse ne peut pas expliquer tous les cas de cinétose. Actuellement, on retrouve deux théories principales qui se confrontent dans la littérature. La « Sensory Conflict Theory » proposée par J. T. Reason and Brand (1975) et la « Postural Instability Theory » suggérée par Riccio and Stoffregen (1991).

1.5.2 Théorie sensorielle

La « Sensory Conflict Theory », que nous nommerons ici la théorie sensorielle, a donc été émise par J. T. Reason and Brand (1975). Il s'agit de la théorie la plus souvent rapportée dans la littérature afin d'expliquer la cinétose (Bos, 2011; Hettinger, Berbaum, Kennedy, Dunlap, & Nolan, 1990; Pitman & Yolton, 1983; L. J. Smart, Jr., Pagulayan, & Stoffregen, 1998; Warwick-Evans, Symons, Fitch, & Burrows, 1998). Cette théorie est aussi connue sous le nom de « sensory rearrangement theory » (J. T. Reason & Brand, 1975) ou de « neural mismatch » (Oman, 1982, 1990). Elle stipule que le « motion sickness is a self-inflicted maladaptation phenomenon that occurs at the onset and cessation of conditions of sensory rearrangement when the prevailing inputs from the visual and vestibular systems are at variance with stored patterns derived from previous transactions with the spatial environment » (p827) (J. T. Reason & Brand, 1975). Au cours de sa vie, un individu emmagasine des représentations sensorielles (visuelles, vestibulaires et somatosensorielles) de ses mouvements par rapport à l'environnement externe. L'inconfort subjectif proviendrait d'un conflit entre ces entrées sensorielles et ces représentations préétablies. Dans le contexte des environnements de réalité virtuelle, le conflit viendrait donc de

l'absence de congruence entre des stimulations visuelles en mouvement et des informations vestibulaires et somatosensorielles diagnostiques d'un corps stable. Le conflit serait donc principalement lié à un environnement visuel dynamique anormalement riche par rapport aux informations vestibulaires et somatosensorielles. C'est pour cette raison précise que l'on parle de VIMS.

J. T. Reason and Brand (1975) ont défini deux catégories de conflit sensoriel. Tout d'abord, les conflits inter-modaux qui font référence à des incohérences entre les informations sensorielles de deux systèmes différents. Ce type de conflit peut être illustré par l'inconfort ressenti par une personne qui lit dans la cabine d'un bateau. La stimulation visuelle statique de la cabine entre en conflit avec la stimulation vestibulaire provoquée par le roulis et le tangage du bateau. Les conflits inter-modaux seraient ceux impliqués dans le mal des transports rapporté par les voyageurs. Les auteurs distinguent une sous-classe au sein des conflits inter-modaux qui impliquerait la stimulation d'un système sensorielle tandis que les autres systèmes impliqués dans la perception des mouvements ne seraient pas stimulés. Cette sous-catégorie de conflit correspond au VIMS. En effet, le VIMS serait induit par une stimulation visuelle tandis que les autres systèmes sensoriels (vestibulaire et somatosensoriel) ne sont pas stimulés de façon directe. Notons que dans le contexte d'une stimulation visuelle, les systèmes vestibulaire et somatosensoriel sont tout de même stimulés indirectement par la réaction posturale au stimulus visuel. On retrouve aussi les conflits intra-modaux qui résultent d'incohérence entre les informations d'un même système sensoriel. Un exemple peut être le test vestibulaire calorimétrique qui consiste à injecter de l'eau chaude dans un conduit auditif et de l'eau froide dans l'autre. La différence de température stimule différemment les canaux semi-circulaires ce qui induit des vertiges et un réflexe de nystagmus. La stimulation vestibulaire entre alors en conflit avec l'information visuelle et génère de l'inconfort.

Bien que la théorie sensorielle soit admise par une large partie de la communauté scientifique, quelques auteurs ont mis en évidence certaines faiblesses. Même si cette théorie permet d'expliquer les mécanismes d'apparition de l'inconfort, elle ne permet pas

de prévoir ni même de quantifier la cinétose (Draper, Viire, Furness, & Gawron, 2001; Stoffregen, Yoshida, Villard, Scibora, & Bardy, 2010). Dans un tel contexte, la théorie sensorielle n'offre pas de prédictions que l'on pourrait tester ce qui en fait une théorie scientifiquement irréfutable (Ebenholtz, Cohen, & Linder, 1994). Ce débat scientifique a permis l'éclosion d'une autre théorie qui pourrait prédire et quantifier l'apparition de la cinétose à partir de facteurs perceptifs et posturaux.

1.5.3 Théorie posturale

Au-delà de l'inconfort subjectif induit visuellement, un environnement de réalité virtuelle est également susceptible de générer de l'instabilité posturale. Riccio and Stoffregen (1991) suggèrent que ce serait précisément cette instabilité posturale induite par le stimulus visuel, ou plus généralement par le conflit sensoriel, qui serait à l'origine du malaise ressenti dans ces environnements. Ils élaborent alors la « Postural Instability Theory » que nous nommerons ici la théorie posturale. Selon cette théorie, l'inconfort subjectif serait lié d'une part à l'instabilité posturale intrinsèque (c'est à dire l'instabilité avant d'être exposé à un stimulus visuel dynamique) et d'autre part à l'augmentation d'instabilité posturale directement provoquée par l'exposition au stimulus visuel dynamique (Bonnet, Faugloire, Riley, Bardy, & Stoffregen, 2006; L. J. Smart, Jr., Stoffregen, & Bardy, 2002; L. J. Smart, Otten, & Stoffregen, 2007; Stoffregen & Smart, 1998; Villard, Flanagan, Albanese, & Stoffregen, 2008).

Alors que des études antérieures suggéraient que les réactions motrices comme l'instabilité posturale n'étaient que des conséquences de la cinétose (R. S. Kennedy, Hettinger, Harm, Ord, & Dunlap, 1996; J. T. Reason & Brand, 1975) ; la théorie posturale affirme que le comportement postural est à l'origine de la cinétose plutôt que d'en être une simple conséquence. L'instabilité posturale précéderait donc les symptômes de cinétose, pouvant ainsi prédire l'apparition de l'inconfort. Certains auteurs ajoutent même que l'instabilité posturale serait une condition nécessaire et suffisante à la survenue d'inconfort (Bonnet, et al., 2006; Hettinger, et al., 1990; Riccio & Stoffregen, 1991). La théorie posturale se

distingue donc de la théorie sensorielle de par l'étiologie expliquant l'apparition de la cinétose, mais aussi par son caractère prédictif qui est considéré comme l'une des principales lacunes de la théorie sensorielle (Ebenholtz, et al., 1994).

Plus récemment, Bos (2011) suggérait que l'inconfort subjectif et l'instabilité posturale étaient tous les deux sous le contrôle d'un mécanisme central commun, mais que l'instabilité posturale ne serait pas une condition nécessaire ni suffisante pour générer le mal des transports. L'auteur étayait sa théorie de plusieurs observations dans la littérature. En combinant plusieurs conditions posturales à plusieurs conditions visuelles rotatoires, Warwick-Evans, Masters, and Redstone (1991) ont induit de la cinétose sans qu'il n'y ait eu d'effet sur la posture. Plus récemment, des études ont même montré une corrélation négative entre l'instabilité posturale et l'inconfort subjectif après une exposition à des simulateurs de conduite ou des jeux vidéo (Reed-Jones, Vallis, Reed-Jones, & Trick, 2008; Stoffregen, Faugloire, Yoshida, Flanagan, & Merhi, 2008).

Bien que les théories sensorielle et posturale s'opposent sur les mécanismes d'apparition de la cinétose, un dénominateur commun aux deux est que la cinétose peut être induite par le seul biais d'un stimulus visuel. Il est donc essentiel de comprendre quels sont les paramètres d'un stimulus visuel qui vont être en mesure d'induire de l'inconfort ou de l'instabilité avant de pouvoir prétendre vérifier laquelle de ces deux théories est la plus à même d'expliquer l'apparition de la cinétose. Un autre objectif de cette thèse était de déterminer si l'apparition de la cinétose induite visuellement est associée à l'instabilité induite visuellement et donc de confronter les théories sensorielle et posturale de la cinétose.

1.5.4 Paramètres visuels à l'origine du VIMS

Il a été fait mention, plus tôt dans la thèse, des deux paramètres qui caractérisent le mieux l'aspect dynamique d'un stimulus visuel, en l'occurrence la vitesse et la fréquence temporelle. Plusieurs études ont utilisé des stimuli visuels périodiques pour évaluer leurs

effets sur la cinétose, mais aucune n'a tenté de déterminer si l'inconfort dépendait de la fréquence ou de la vitesse.

Quelques auteurs ont mesuré l'inconfort en fonction de la fréquence du stimulus visuel. Duh, Parker, Philips, and Furness (2004) ont utilisé un visio-casque pour simuler un paysage avec un mouvement de roulis à cinq fréquences différentes (0,05 à 0,8 Hz) et une seule vitesse (70°/sec). Ils ont déterminé que 0,06 Hz est la « *crossover frequency* » à laquelle le conflit entre les systèmes visuels et vestibulaires serait le plus à même de provoquer de l'inconfort subjectif. Plus récemment, Diels and Howarth (2006) ont montré que l'inconfort induit par la simulation d'un flux optique oscillant dans l'axe antéropostérieur augmentait de façon significative pour des fréquences de 0,025 à 0,2 Hz. D'autres auteurs utilisaient des stimuli rotatoires pour évaluer le VIMS. Golding et al. (2009) ont simulé visuellement un « Off Vertical Axis Rotation » en inclinant latéralement une scène visuelle et en lui faisant faire des rotations linéaires autour de l'axe vertical (« yaw »). Leurs résultats suggéraient que l'inconfort induit visuellement serait maximum lorsque la fréquence de stimulation atteignait à 0,2 Hz.

D'autres travaux ont évalué la cinétose en fonction de la **vitesse** du stimulus visuel sans modifier sa fréquence temporelle. Hu, Stern, Vasey, and Koch (1989) ont étudié l'effet de la vitesse (15, 30, 60 et 90°/sec) d'un cylindre optokinétique rotatif sur l'inconfort subjectif et l'activité gastrique myoélectrique. Ils concluaient que la vitesse de rotation du cylindre influençait significativement l'intensité de la puissance gastrique de l'électrogastrogramme et surtout l'inconfort subjectif avec un pic de réponse à 60°/sec. Plus récemment, il a été montré que le fait de faire varier de vitesse de rotation au cours d'une même période d'exposition à un cylindre optokinétique augmentait davantage l'inconfort subjectif (Bubka, Bonato, Urmey, & Mycewicz, 2006). Ujike, Yokoi, and Saida (2004) ont utilisé le même type de stimulus, mais sur une très grande plage de vitesses. Ils ont évalué l'inconfort induit par la rotation (0-360°/sec) d'un rectangle solide virtuel selon trois axes de rotation : frontal, sagittal et vertical. Leurs résultats montraient que l'inconfort était maximum pour une vitesse de rotation de 30 à 60°/sec. D'autres auteurs suggéraient que le

VIMS serait associé au sentiment devection. Hettinger et al. (1990; 1992) prétend même que le sentiment devection est une condition nécessaire à l'apparition de VIMS. La vitesse du stimulus visuel serait un important indicateur de l'intensité de la sensation devection, établissant alors un lien indirect entre la vitesse et le VIMS (R. S. Kennedy, et al., 1996; R. S. Kennedy, Stanney, Rolland, Ordy, & Mead, 2002).

Il apparaît donc que plusieurs études ont envisagé de déterminer la cinétose causée par des stimuli périodiques. Les conditions les plus nauséogènes seraient atteintes des fréquences temporelles de l'ordre de 0,2 Hz et des vitesses d'environ 60°/s. Ces deux variables peuvent être manipulées indépendamment l'une de l'autre avec une même stimulation périodique. Néanmoins, aucune étude ne semble avoir spécifiquement envisagé de déterminer qui de la fréquence temporelle, de la vitesse ou de l'accélération est susceptible d'induire le plus d'inconfort.

1.6 Rappel des objectifs

1.6.1 Effet d'un stimulus visuel dynamique sur le contrôle postural

Au regard de la littérature, la réponse posturale semble à la fois dépendre de la fréquence temporelle et de la vitesse du stimulus visuel. On retrouve une augmentation de la réponse posturale avec la vitesse et une diminution de cette réponse lorsque la fréquence augmente. Cette information peut paraître contradictoire, car ces deux variables sont liées entre elles par l'amplitude ce qui les fait varier dans le même sens. Une hypothèse qui pourrait expliquer ce phénomène serait que la réponse posturale pourrait varier différemment dépendant des domaines de fréquences temporelles envisagés. Un des premiers objectifs de cette thèse a été d'utiliser un large intervalle de fréquence (qui couvre la majorité des fréquences et vitesses rapportées dans la littérature) afin de mettre en évidence les différents domaines de réponse posturale en fonction des fréquences temporelles (cf. sections 1.4.3.2.2 et 1.4.3.2.3).

La majorité des études s'accorde sur le fait que la stabilisation posturale en direction AP dépend davantage des caractéristiques spatiales du stimulus visuel qu'en direction ML. Qu'en est-il de l'effet des caractéristiques temporelles de la stimulation sur la réponse posturale ? Un autre objectif de cette thèse était de comparer l'effet de la direction d'un stimulus dynamique sur la réponse posturale pour vérifier les hypothèses suivantes. 1) si la réponse posturale maximale est plus importante en condition AP qu'en ML, alors la réponse posturale induite en condition dynamique s'apparenterait à celle en condition statique. 2) si la réponse maximale est plus importante en condition ML qu'en AP, alors les résultats de van Asten et collègues (1988 a et b) seraient confirmés (cf. section 1.4.3.2.4).

1.6.2 Effet d'un stimulus visuel dynamique sur la cinétose

Plusieurs études ont envisagé d'évaluer la cinétose causée par des stimuli visuels périodiques. Les effets seraient les plus marqués pour des oscillations de l'ordre de 0,2 Hz et des vitesses d'environ 60°/s. Néanmoins, même si la fréquence temporelle, la vitesse et l'accélération peuvent être indépendamment contrôlées, aucun de ces travaux précédents n'a spécifiquement envisagé de déterminer lequel de ces paramètres est susceptible d'induire le plus d'inconfort. Un des objectifs de cette thèse était donc de déterminer si l'inconfort induit visuellement dépend de la fréquence temporelle, de la vitesse ou de l'accélération de stimulation (cf. section 1.5.4).

Au sein de la communauté scientifique, le lien entre l'inconfort induit visuellement et l'instabilité posturale n'est pas univoque. Un autre objectif était de déterminer si un stimulus visuel peut induire de l'inconfort sans changement au niveau du comportement postural. Dans le contexte de la théorie posturale, les résultats devraient montrer une corrélation positive entre l'inconfort et l'instabilité du corps en conditions dynamique et statique. À l'inverse, une absence de corrélation entre ces variables suggérerait que l'hypothèse de la théorie sensorielle serait plus appropriée pour expliquer l'apparition de la cinétose (cf. sections 1.5.2 et 1.5.3).

Avant de présenter les recherches en lien direct avec les objectifs principaux de cette thèse, nous allons résumer les différentes études préliminaires que nous avons réalisées afin de mieux comprendre le rôle de la vision sur la régulation du contrôle postural.

1.7 Études et résultats préliminaires

1.7.1 Vagues virtuelles¹ (Annexe 1)

Lors de nos premières expérimentations, nous cherchions à élaborer une stimulation visuelle proche de celle induite par les distorsions d'un verre progressif. Une façon de réaliser ce type de distorsion consistait à les simuler dans un système de réalité virtuelle (Full Immersive Virtual Environment FIVE). Cependant, chaque type de verre progressif a une géométrie différente et donc des distorsions différentes. Il était donc difficile de concevoir un modèle de déformation normalisé. Une première approche expérimentale utilisée pour cette thèse fut donc de recourir à des conditions de visualisation passive en présence de vagues virtuelles qui se déplaçaient sinusoïdalement d'avant en arrière au niveau du sol (Figure 15). Dans ce contexte, les participants devaient fixer un point (1 m devant lui ou à l'horizon) et rester immobile tandis les vagues oscillaient selon plusieurs fréquences temporelles (0,03 à 2 Hz) et amplitudes (0 à 4 m). Cette stimulation, bien que très « posturogène » et « nauséogène », était très complexe pour analyser les effets de la fréquence temporelle et de la vitesse sur la réponse posturale. En effet, nos résultats montraient que l'instabilité posturale induite par les vagues présentait un profil qui variait en fonction de la position du point de fixation. Dans un tel contexte expérimental, la phase du stimulus variait avec la position du point de fixation et il était difficile de savoir si les sujets oscillaient en fonction de la phase du stimulus visuel au niveau du point de fixation

¹ Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue professionnelle non arbitrée et publiée par Essilor.

Faubert, J., Allard, R., & Hanssens, J. M. (2005). Visual distortion, postural balance and perception-action in a full-immersion virtual reality environment: The NSERC-Essilor industrial Chair projects. *Point de vue*(53), 13-19

ou plutôt au niveau de leurs pieds. Par ailleurs, les vagues représentaient des déformations qui se répétaient plusieurs fois dans le champ visuel (dépendamment des paramètres d'amplitude et de fréquence choisis) tandis que la distorsion induite par un verre progressif représente une seule grande déformation principalement concentrée dans le champ visuel inférieur de l'observateur. Cette étude nous a montré qu'étudier l'effet de vagues sur la posture était très complexe, mais aussi qu'un tel stimulus comportait de nombreux facteurs confondants et qu'il n'était pas parfaitement représentatif des distorsions perçues par les porteurs de verres progressifs.

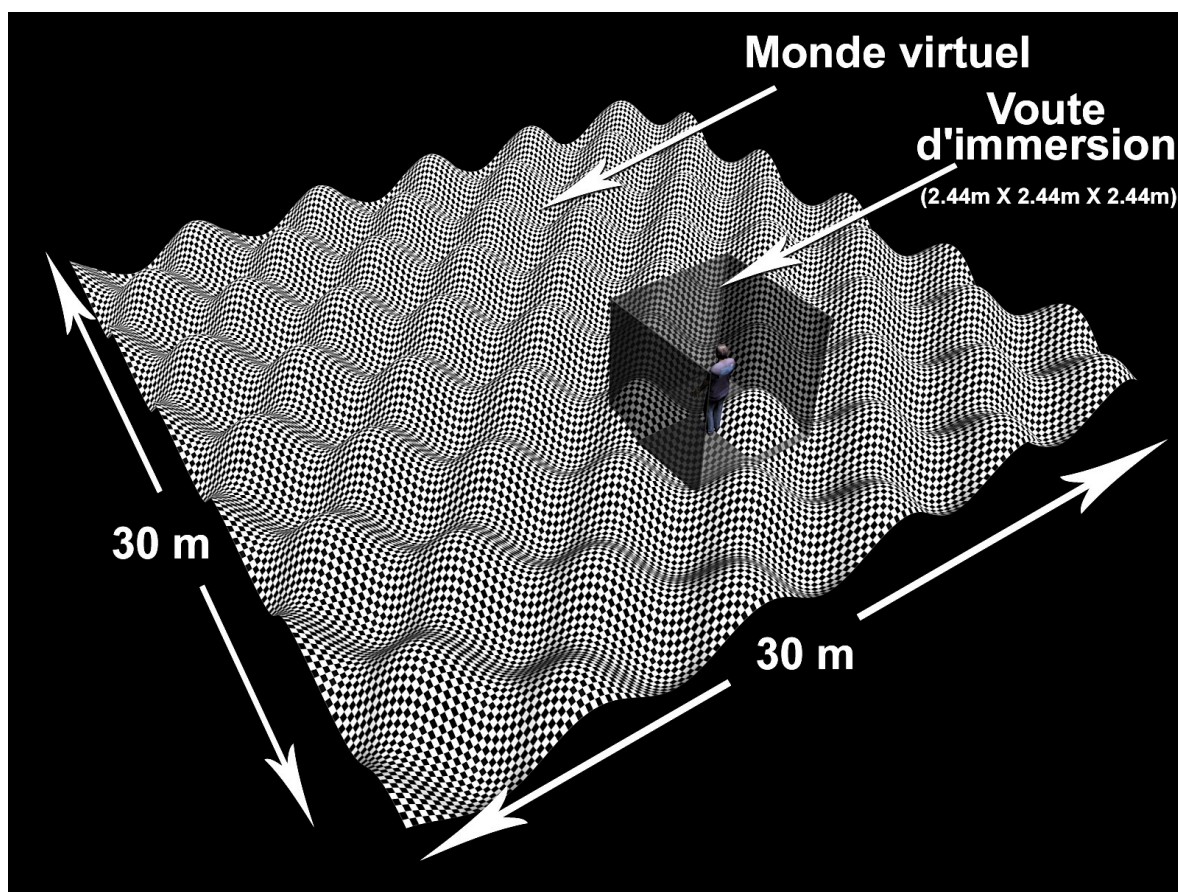


Figure 15. Illustration des vagues virtuelles qui oscillent sinusoïdalement d'avant en arrière. Une texture de damier était appliquée afin de mettre en évidence les reliefs du stimulus. Différents paramètres tels que l'amplitude, la fréquence temporelle, la phase, la position verticale, etc. permettaient de modifier le mouvement des vagues. La voute

d'immersion (FIVE) est représentée dans la figure afin d'illustrer sa position par rapport au sujet, mais cette dernière était presque imperceptible lors de la stimulation visuelle.

Comme cela a déjà été mentionné, il existe autant distorsions de verres progressifs qu'il existe de géométries et de porteurs de verres progressifs. Il est donc presque impossible de reproduire les distorsions cliniquement réalistes et comparables pour tous les sujets. Ces constatations nous ont menées à envisager l'effet d'un stimulus visuel plus simple plutôt qu'une distorsion exacte de verre progressif. À partir de cette étape, il n'était plus question de simuler les distorsions de verres progressifs, mais plutôt d'évaluer l'effet d'un stimulus visuel (de façon générale) sur la réponse posturale. Cependant, nos travaux étant effectués dans le cadre de la chaire industrielle CRSNG-Essilor, les stimuli envisagés par la suite sont restés, autant que possible, en lien avec les distorsions induites par les verres progressifs.

L'un de nos premiers objectifs fut alors d'évaluer l'évolution de la réactivité posturale induite visuellement en fonction de l'âge. Dans le contexte de la chaire CRSNG-Essilor, il semble naturel de vouloir se concentrer sur les populations en âge de devenir presbytes, soit 50 ans et plus. Cependant, du point de vue fondamental il était tout aussi important d'évaluer le développement de la réactivité posturale induite visuellement chez l'enfant pour ensuite poursuivre nos projets avec des populations plus âgées.

1.7.2 Développement de la réactivité posturale induite visuellement en fonction de l'âge² (Annexe 2)

Une première étude a donc été élaborée auprès de 32 participants regroupés en cinq tranches d'âge (5-6, 8-11, 12-15, 16-19 ou 20-25 ans). Les participants devaient se tenir debout les bras croisés et les pieds collés dans la voute d'immersion en réalité virtuelle. Le

² Cette étude a fait l'objet d'une présentation orale lors de la *30th European Conference on Visual Perception, 2007, Arezzo, Italie* ; et d'une publication scientifique.

Greffou, S., Bertone, A., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2008). Development of visually driven postural reactivity: a fully immersive virtual reality study. *J Vis*, 8(11), 15 1-10

stimulus visuel consistait en un tunnel virtuel (Figure 16) qui oscillait linéairement suivant l'axe antéropostérieur selon une amplitude de 2 m et trois fréquences temporelles (0.125, 0.25 et 0.5 Hz). Ces fréquences de stimulation ont été choisies, car les faibles fréquences temporelles (inférieures à 0.40 Hz) semblent induire une plus grande réactivité posturale (Keshner, 2004). Les participants avaient pour consigne de fixer un petit point de fixation rouge (0.2° d'angle visuel) situé au centre du tunnel. Chaque condition visuelle durait 68 secs et était répétée trois fois pour un total de neuf conditions visuelles dynamiques présentées en ordre aléatoire. Les deux conditions contrôles consistaient au tunnel fixe et aux yeux fermés. Ces conditions visaient à isoler la réaction posturale générée par le flux optique dynamique de l'oscillation naturelle des individus. Ainsi, chaque participant était exposé de façons aléatoires à neuf conditions dynamiques, deux conditions statiques et deux conditions avec les yeux fermés.

La réaction posturale induite visuellement était mesurée au moyen de deux capteurs de mouvements magnétiques (*Flock-of-Birds*) placés sur les lunettes stéréoscopiques et dans le bas du dos (lombaire 2-3). Les mesures de la présente étude ainsi que nos travaux précédents ont montré qu'en présence de ce stimulus, les mesures prises au niveau de la tête étaient similaires à celles mesurées à niveau du dos. Ces résultats suggéraient que la réponse posturale des participants était similaire à celle d'un pendule inversé (J Faubert & Allard, 2004). Comme le système de réception était placé juste au-dessus de la tête des participants, nous avons décidé d'utiliser uniquement le capteur le plus proche, au niveau de la tête, afin de réduire le bruit induit par la distance entre l'émetteur et le récepteur.

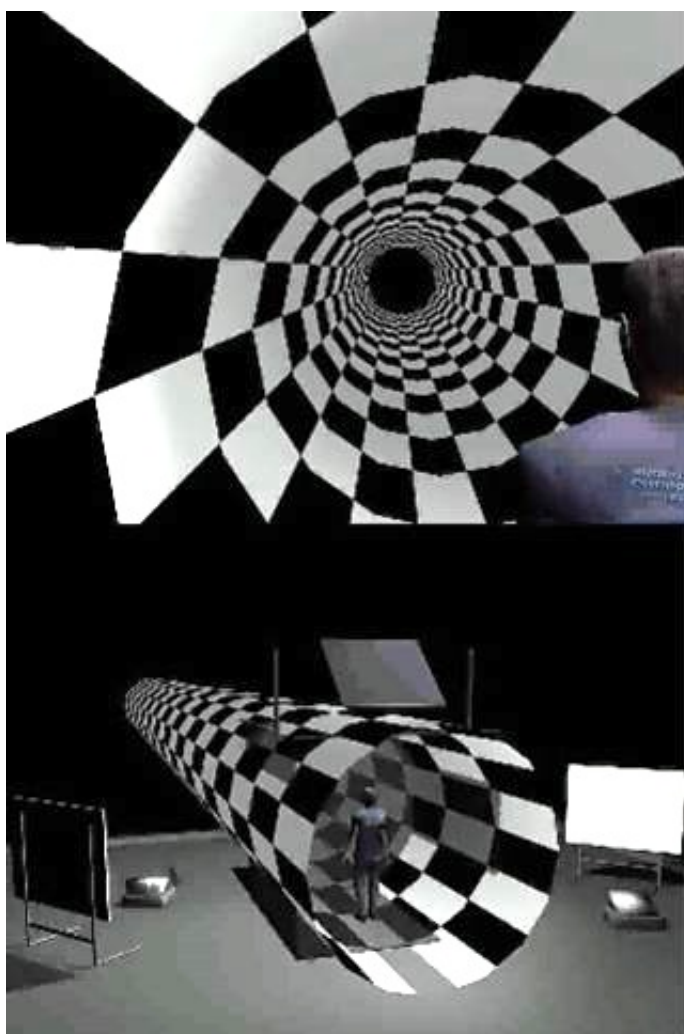


Figure 16. Tunnel virtuel simulé dans une voute d'immersion. Le tunnel oscillait de façon linéaire dans la direction antéropostérieure selon une amplitude de 2 m et trois fréquences temporelles (0,125, 0,25 et 0,5 Hz). En haut, le tunnel est représenté tel que perçu par le participant. En bas, le tunnel est représenté dans le contexte de la voute d'immersion. Les instruments tels que les projecteurs et les miroirs n'étaient pas visibles pour le participant.

La réaction posturale était caractérisée au moyen de deux variables dépendantes. Le *Body Sway Amplitude* (BSA) et le *velocity Root Mean Square* (vRMS). Le BSA était défini comme l'amplitude antéropostérieure en fonction de la fréquence temporelle de stimulation. La réponse posturale fut analysée au moyen d'une transformée de Fourier dans

Matlab afin de générer la densité du spectre de puissance. Un filtre passe-bande (Butterworth de 4^e ordre à la fréquence de stimulation) a permis d'extraire le BSA des participants à la fréquence de stimulation. Du fait du caractère développemental de cette étude, la taille pouvait varier en fonction du groupe d'âge. Il a donc été décidé d'utiliser le déplacement angulaire (minutes de rotation) plutôt que le déplacement linéaire (cm). Le vRMS était défini comme la moyenne quadratique de la vitesse des sujets dans les directions médiolatérale, antéropostérieure et supéro-inférieure (J Faubert & Allard, 2004). À l'inverse du BSA qui ne tenait compte de la réaction posturale qu'à la fréquence de stimulation, le vRMS représentait la réaction posturale à toutes les fréquences. Seule la fréquence de stimulation était exclue, de cette façon le vRMS reflétait mieux la perturbation posturale plutôt que la réaction posturale induite visuellement.

Les résultats ont montré que seulement 33 % des participants du groupe 5-7 ans ont réussi à compléter les expérimentations en conditions dynamiques sans perdre l'équilibre. Ce ratio était bien plus élevé que pour les autres groupes 71 % (8-11 ans), 83 % (12-15 ans) et 100 % (16 ans et plus). Les données du groupe 5-7 ans ont donc été retirées de l'analyse statistique. Les résultats suggéraient une dépendance excessive à l'information visuelle par rapport aux entrées proprioceptives et vestibulaires pour le contrôle postural chez le plus jeune groupe (5-7 ans). Cette dépendance visuelle excessive semblait diminuée progressivement avec l'âge des participants.

La Figure 17 montre que le BSA des sujets en condition statique était clairement moins marqué que lors de l'exposition au stimulus dynamique. Les résultats avec les yeux fermés étaient virtuellement similaires à ceux en condition statique et n'ont pas été représentés dans la Figure 17. Une analyse de variance à facteur mixte Groupe d'Âge (4) x Fréquence d'Oscillation (3) a démontré un effet significatif de l'Âge (diminution significative du BSA avec l'âge) $F(3, 19) = 11.8987$, $p = 0.0001$, et de la Fréquence d'oscillation $F(2, 38) = 20.1596$, $p = 0.0001$. Les résultats détaillés sont présentés dans l'Annexe 2.

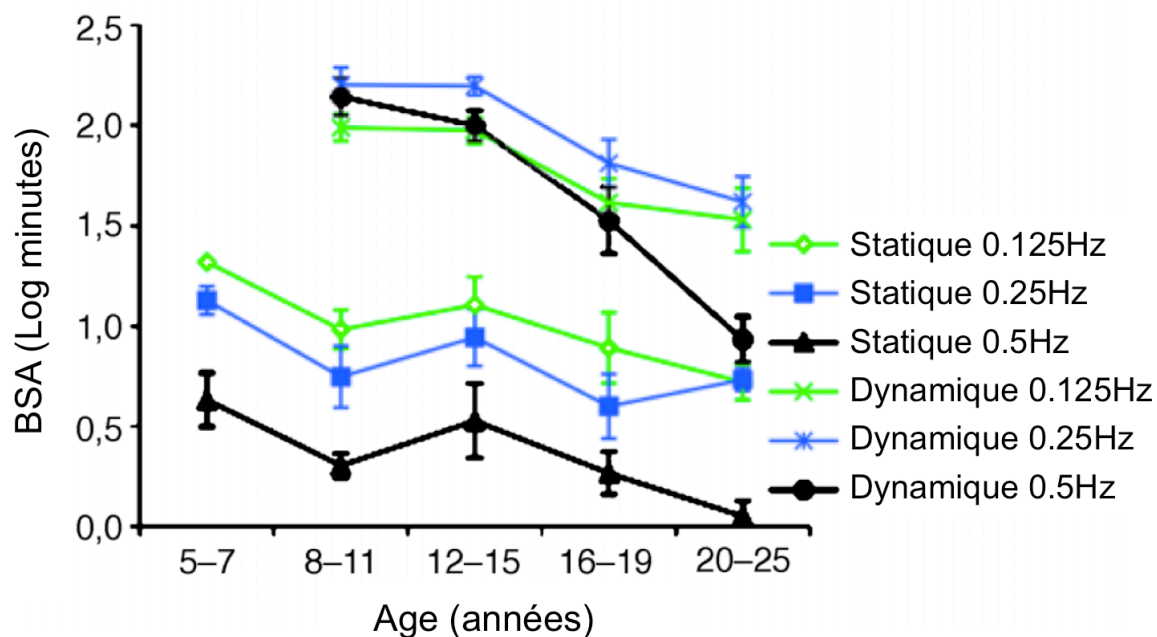


Figure 17. BSA moyen en fonction du Groupe d'Âge et de la Fréquence de l'Oscillation linéaire. Les barres d'erreur représentent l'erreur type. Adapté de (Greffou, Bertone, Hanssens, & Faubert, 2008).

La Figure 18 montre le $vRMS$ moyen en fonction du Groupe d'Âge et de la Fréquence d'Oscillation. Contrairement à la Figure 17 on ne retrouve qu'une seule valeur de $vRMS$ par Groupe d'Âge en condition statique, car la mesure du $vRMS$ tenait compte de toutes les fréquences temporelles (à l'exception de la fréquence du stimulus). Lors de l'analyse, la condition statique était considérée comme une variable de la fréquence temporelle. Une analyse de variance à facteur mixte Groupe d'Âge (4) x Fréquence d'Oscillation (4) a montré une diminution significative du $vRMS$ avec l'âge des participants $F(3, 19) = 9.3133$, $p = 0.0005$. Par ailleurs, la fréquence d'oscillation influençait différemment le $vRMS$ pour chaque groupe d'âge comme le suggérait l'interaction significative entre Groupe d'Âge x Fréquence d'Oscillation $F(9, 57) = 4.9285$, $p = 0.0001$. La fréquence n'influçait le $vRMS$ que pour les deux plus jeunes groupes 8-11 ans et 12-

15 ans. Après l'âge de 16 ans, le vRMS n'était plus affecté par l'âge ou par la fréquence de stimulation.

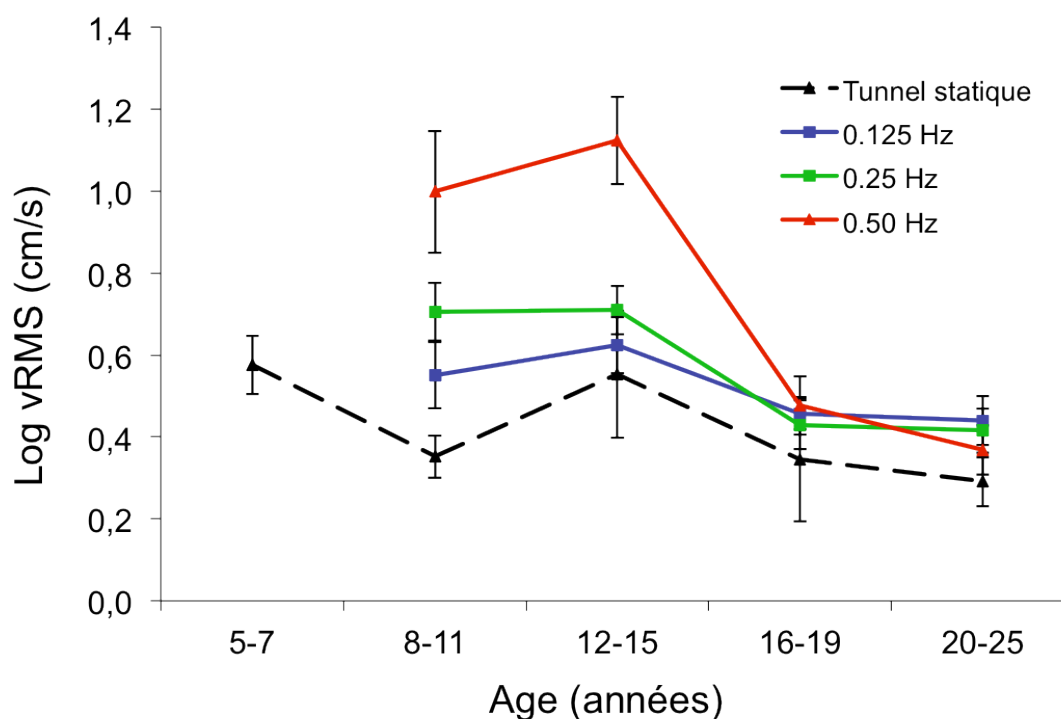


Figure 18. vRMS (velocity Root Mean Square) moyen en fonction du Groupe d'Âge et de la Fréquence de l'Oscillation linéaire. Les barres d'erreur représentent l'erreur type. Adapté de (Greffou, et al., 2008).

Ces résultats ont permis de mettre en évidence plusieurs données importantes. Tout d'abord, certains auteurs ont suggéré que les enfants se fient davantage à l'information visuelle pour contrôler leur stabilité posturale plutôt qu'aux informations vestibulaires ou somatosensorielles (Forssberg & Nashner, 1982; Foster, et al., 1996; Shumway-Cook & Woollacott, 1985; Sparto, et al., 2005). Il apparaît néanmoins, à la lumière de nos résultats, que les effets de l'âge et de la fréquence d'oscillation sur l'instabilité étaient tributaires des informations d'entrée visuelle dynamique plutôt que de l'immaturité des systèmes moteurs vestibulaire et somatosensoriel. Une immaturité des systèmes somatosensoriel et

vestibulaire se serait aussi traduite, dans nos résultats, par une différence d'instabilité entre les conditions statiques avec les yeux ouverts et les conditions avec les yeux fermés, ce qui ne fut pas le cas.

Une autre donnée très importante qui ressortait de cette étude était que le traitement visuomoteur qui régulait le contrôle postural semblait atteindre sa pleine maturité entre 16 et 19 ans. En effet, le Groupe d'Âge et la Fréquence d'Oscillation n'avaient plus d'effet sur l'instabilité posturale pour les groupes 16-19 ans et plus. Ces résultats confirment ceux de Hirabayashi and Iwasaki (1995) qui ont étudié le développement des fonctions somatosensorielle, visuelle et vestibulaire chez les enfants. Leurs données montraient que la régulation du contrôle postural par le système visuel atteignait un niveau « adulte » vers l'âge de 15 ans tandis que la fonction vestibulaire arrivait à maturité un peu plus tard. Ces informations permettent de mieux établir l'âge à partir duquel l'intégration multisensorielle qui régule le contrôle postural arrive à pleine maturité. Cette donnée était prise en compte lors de l'élaboration des critères de recrutement de sujets pour nos études subséquentes.

Dans la continuité de ce projet, nous avons reconduit cette expérimentation sur des groupes de participants plus âgés. Rappelons que l'un des pôles d'intérêts initiaux de nos travaux se concentre sur les distorsions induites par les verres progressifs qui concernent en premier lieu les populations en âge de devenir presbytes, soit 50 ans et plus.

1.7.3 Réactivité posturale induite visuellement au cours de la vie³ **(Annexe 3)**

Cette étude visait à évaluer l'effet d'un tunnel virtuel qui oscillait en direction antéropostérieure à différentes fréquences temporelles (0,125, 0,24, 0,5 Hz) sur 52 participants divisés en sept groupes d'âge (5-15, 15-25, 25-35, 35-45, 45-55, 55-65 et 65-75 ans). Notre précédente étude suggérait que les enfants se fient principalement à

³ Ces résultats ont fait l'objet de présentations lors des conférences de la *Vision Sciences Society 2008, Naples (FL)* et de la *9th Conference on Low Vision Montreal 2008 (QC)*.

l'information visuelle afin de maintenir leur équilibre postural. Cette dépendance visuelle diminue avec l'âge jusqu'à ce que le traitement visuomoteur qui régule le contrôle postural atteigne sa pleine maturité à partir de l'âge de 16 ans. Plusieurs travaux démontrent que le vieillissement est associé à une augmentation de l'instabilité posturale en l'absence de stimulation perturbatrice (Fujita, et al., 2005; Kollegger, Baumgartner, Wöber, Oder, & Deecke, 1992). Cette instabilité posturale s'amplifie lors de conflits sensoriels induits par des stimulations visuelles ou motrices perturbatrices (Bugnariu & Fung, 2007). Plusieurs auteurs s'accordent à dire que cette augmentation de l'instabilité posturale serait la conséquence d'une dépréciation proprioceptive chez les personnes âgées (Orr, et al., 2006; Stelmach, et al., 1989) et serait associée à une augmentation du rôle de l'information visuelle dans les processus de maintien de l'équilibre (Bugnariu & Fung, 2007; Lord, 2006; Lord & Menz, 2000; Perrin, et al., 1997; Peterka & Black, 1990).

Le but de cette étude était d'évaluer la réactivité posturale induite visuellement (en conditions dynamiques) en fonction de l'âge afin d'établir le profil de la dépendance visuelle pour le contrôle postural au cours de la vie.

La Figure 19 représente le BSA antéropostérieur moyen (haut) et le vRMS moyen (bas) en fonction de l'âge et pour les trois fréquences d'oscillation du tunnel. Les données montrent un effet très marqué de l'âge aussi bien pour le vRMS que pour le BSA, mais pas d'effet de la fréquence temporelle de stimulation. Les enfants (5-15 ans) et les personnes âgées (65 ans et plus) étaient plus sensibles à la stimulation visuelle que ne l'étaient les adultes (17-65 ans) pour toutes ces conditions visuelles dynamiques. Ces résultats suggèrent que l'intégration visuomotrice, définie par la réactivité posturale, n'est pas complètement développée avant l'âge de 15 ans ce qui se traduit par une dépendance excessive à l'entrée visuelle pour le contrôle postural. Cette dépendance visuelle excessive disparaît à l'âge adulte et semble réapparaître après l'âge de 65 ans.

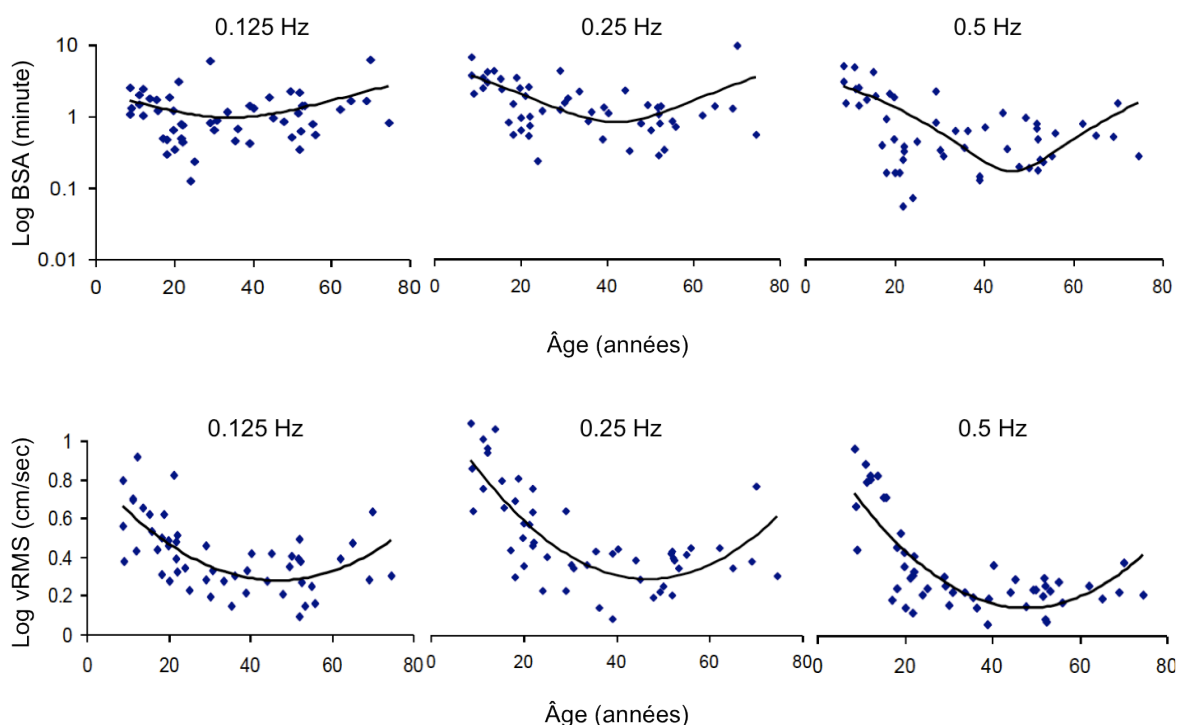


Figure 19. L'oscillation (BSA) moyenne (haut) et instabilité posturale (vRMS) moyenne (bas) en fonction de l'âge et de la fréquence de l'oscillation linéaire. Les courbes noires représentent les courbes de tendance polynomiale de 2^e ou 3^e ordre.

Notons que le groupe de 65-75 ans ne comportait que quatre participants. Il serait donc nécessaire d'augmenter les effectifs et d'élargir l'intervalle d'âge au-delà de 75 ans afin de déterminer si le profil de la réaction posturale en fonction de l'âge suit une fonction en forme de « U ». Cette expérience n'a pas pu être réalisée au sein de notre laboratoire pour des raisons de sécurité. Comme pour les très jeunes enfants (5-7 ans), les personnes d'âge avancé dépendent en grande partie de la vision pour maintenir leur équilibre. En présence d'un stimulus visuel dynamique aussi « posturogène » que le tunnel, cette population était à risque de perdre l'équilibre et de chuter au cours de l'expérimentation. Il était donc nécessaire d'équiper les participants d'un harnais de sécurité afin de prévenir tout risque de chute. Cette mesure de sécurité n'a pas pu être mise en œuvre, car le système de capture magnétique du mouvement entraînait en interférence avec les composantes métalliques des

harnais de sécurité. De nouvelles méthodes de capture des mouvements, utilisant des technologies optiques plutôt qu'électromagnétiques, sont actuellement mises à l'essai et devraient permettre de régler ce problème technique.

Après avoir envisagé l'effet d'un stimulus visuel sur le contrôle postural en fonction de l'âge, nos recherches nous ont menées à déterminer les régions du champ visuel impliquées dans la réactivité posturale induite visuellement.

1.7.4 Vision centrale vs périphérique⁴ (Annexe 4)

L'objectif de cette étude était de déterminer la contribution relative de la vision centrale et de la vision périphérique dans le contrôle postural. 19 jeunes participants ont observé passivement le tunnel virtuel qui oscillait dans la direction antéropostérieure et selon les mêmes paramètres que dans les études précédentes. Ce stimulus a été conçu afin d'être aussi écologique que possible, c'est-à-dire en respectant la stéréoscopie et l'augmentation de taille avec la proximité (Gibson, 1979). Sa structure était radiale au centre et lamellaire en périphérie afin de tenir compte du grossissement cortical (Daniel & Whitteridge, 1961). Neuf champs visuels (CV) ont été testés en isolant certaines régions du tunnel : quatre conditions centrales (4, 7, 15 et 30°), quatre conditions périphériques où la vision centrale était virtuellement occluse (4, 7, 15 et 30°) et une condition avec le champ visuel complet (Figure 20). Afin d'avoir une stimulation adéquate des rétines centrales et périphériques par les zones centrales et périphériques du tunnel, les sujets avaient pour consignes de fixer un petit point de fixation rouge (0.2° d'angle visuel) situé au centre du tunnel. Les deux mêmes variables dépendantes, le BSA antéropostérieur et le vRMS ont été mesurés avec le capteur électromagnétique placé au niveau de la tête des participants.

⁴ Cette étude a fait l'objet de présentations orales lors de l'*American Academy of Optometry 2008 Anaheim (CA)* et de la *9th Conference on Low Vision Montreal 2008 (QC)* et d'une publication scientifique :

Piponnier, J. C., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2009). Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *J Vis*, 9(1), 13 1-10

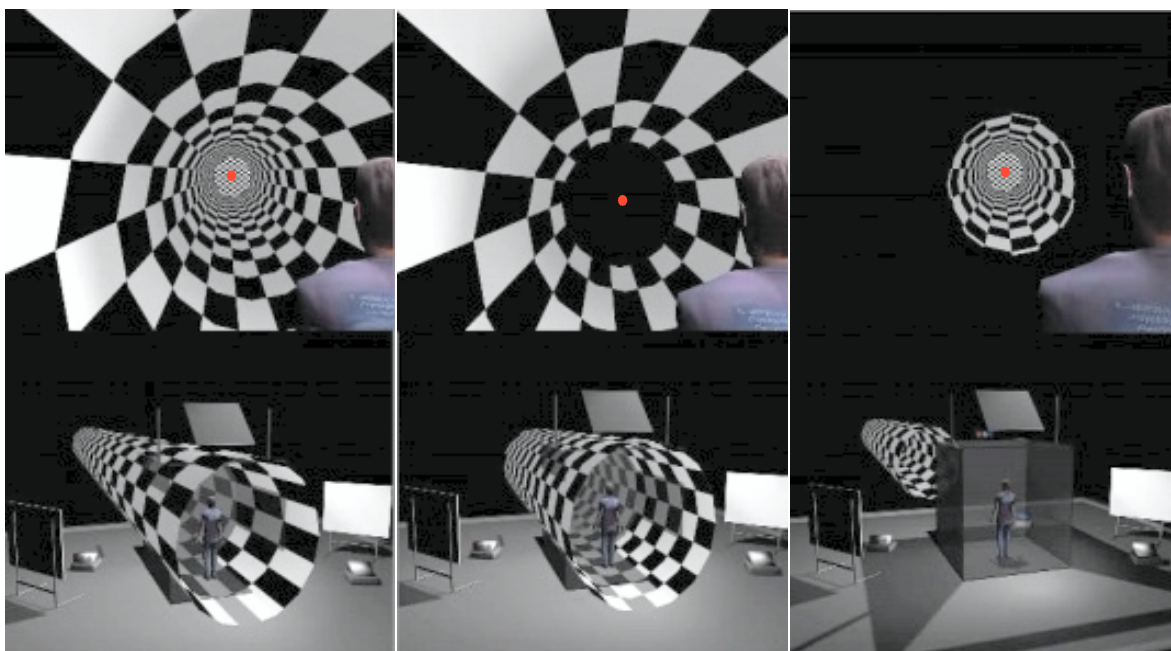


Figure 20. Représentation du tunnel virtuel qui oscillait de façon linéaire dans la direction antéropostérieure. (Gauche) exposition au tunnel complet qui couvrait l'ensemble du champ visuel (central et périphérique). (Centre) occlusion de la partie centrale du tunnel afin de stimuler la vision périphérique. (Droite) occlusion de la partie périphérique afin de stimuler la vision centrale. Les figures supérieures représentent la stimulation telle que perçue par les participants tandis que les figures inférieures représentent le stimulus dans le contexte de la voute d'immersion.

Les réactions posturales (BSA et vRMS) ont été comparées en fonction des conditions de CV et de la fréquence temporelle pour les conditions statiques. Trois ANOVAs univariées (CV) à mesures répétées ont été réalisées sur le BSA des sujets pour chacune des trois fréquences. Les résultats n'ont montré aucun effet du champ visuel sur le BSA des sujets en condition statique (Tableau 1). Comme le vRMS ne dépend pas de la fréquence lorsque le stimulus est statique, une seule ANOVA univariée (CV) à mesures répétées a été effectuée et n'a montré aucun effet du champ CV.

Les résultats montrent que, dans des conditions visuelles statiques, les champs visuels centraux et périphériques ont une importance similaire sur le BSA (Figure 21) ainsi que sur le vRMS.

	Fréquence de stimulation (Hz)	F	p
BSA	0.125	(8 ; 144) = 0.42	> 0.05
	0.25	(8 ; 144) = 1.42	> 0.05
	0.5	(8 ; 144) = 1.62	> 0.05
vRMS		(8 ; 144) = 1.19	> 0.05

Tableau 1. Résultats des ANOVAs univariées (CV) à mesures répétées de réponse posturale pour les conditions statiques. Les résultats de l'oscillation posturale (BSA) sont présentés pour chacune des trois fréquences de stimulation. Comme l'instabilité (vRMS) ne dépend de la fréquence en conditions statiques, une seule analyse a été effectuée pour le vRMS.

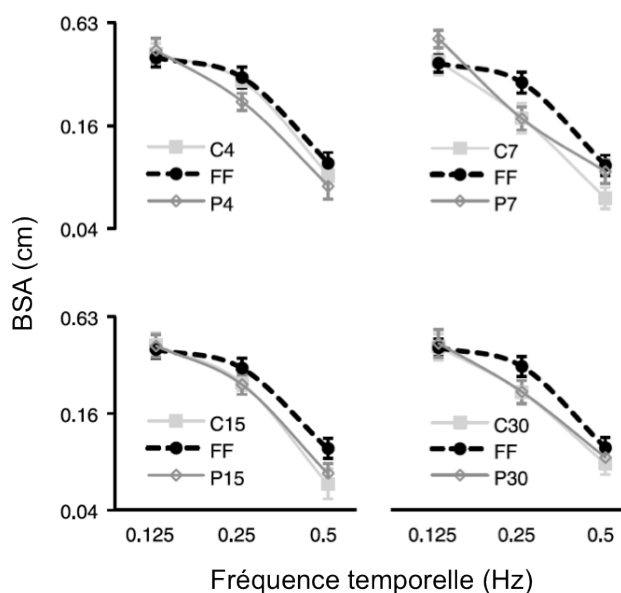


Figure 21. BSA moyen en fonction du champ visuel et de la fréquence d'oscillation du tunnel pour les conditions statiques. FF = Full field (complet), C4 = 4° centraux, P4 = 4° périphériques et ainsi de suite. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

L'effet du champ visuel sur le BSA en condition dynamique a ensuite été évalué avec une ANOVA à mesures répétées sur les facteurs Fréquence (3) x CV (9). Les résultats ont montré un effet significatif de la Fréquence $F(2, 36) = 78,30$, $p < 0,001$ et du CV $F(8, 144) = 7,46$, $p < 0,001$. Une comparaison multiple sur l'effet principal du CV a montré que les deux plus petits CV centraux 4 et 7° induisaient un BSA significativement plus faible que tous les autres CV (Tableau 2). Cette tendance se confirme en observant la Figure 22 qui représente le BSA des sujets pour les différents CV en conditions statiques et dynamiques. On remarque que le tunnel en mouvement avait très peu d'effet sur la réponse posturale (BSA) pour les CV centraux de 4 et 7° alors que l'effet est nettement marqué pour tous les autres CV. On remarque aussi que le BSA augmente lorsqu'on augmente la zone de vision centrale stimulée. En revanche, lorsque l'on stimule la vision périphérique, le BSA des sujets est toujours équivalent à celui obtenu lorsque le tunnel complet est en mouvement. Le fait de ne percevoir le mouvement que dans les 30° périphériques suffit donc à induire une réponse posturale maximale dans nos conditions expérimentales. Des résultats similaires ont été obtenus le vRMS (Tableau 3).

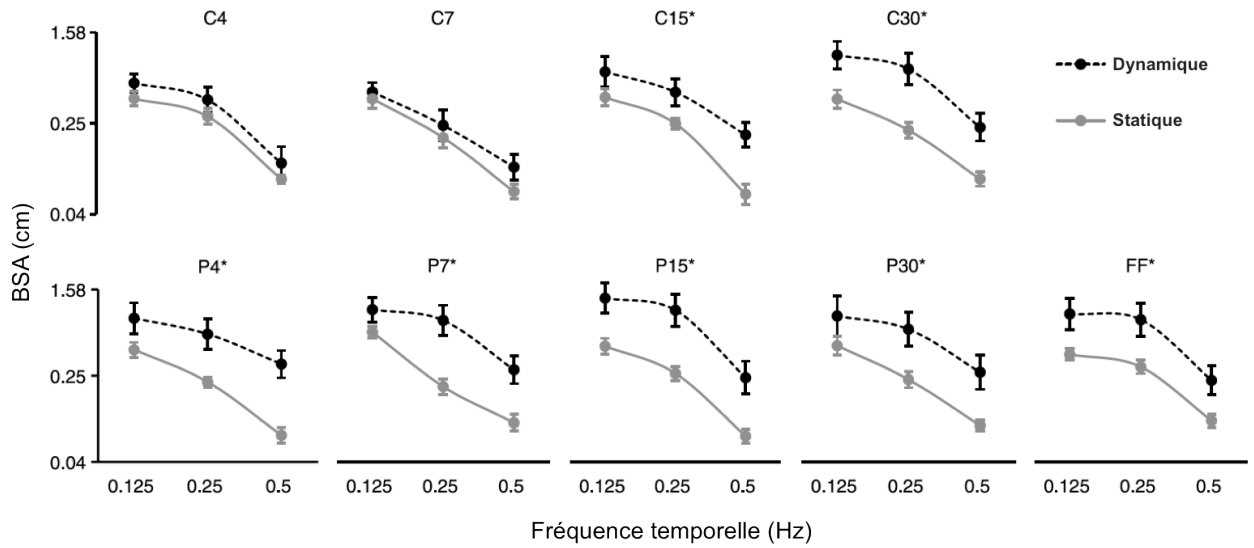


Figure 22. BSA moyen en fonction du champ visuel et de la fréquence d'oscillation du tunnel pour les conditions statiques et dynamiques. FF = Full field (complet), C4 = 4° centraux, P4 = 4° périphérique et ainsi de suite. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

	C4	C7	C15	C30	P4	P7	P15	P30	FF
C4		-	*	*	*	*	*	*	*
C7			*	*	*	*	*	*	*
C15				-	-	-	*	-	*
C30					-	-	-	-	-
P4						-	-	-	-
P7							-	-	-
P15								-	-
P30									-

Tableau 2. Résultats de la comparaison multiple du BSA pour les différents CV en condition dynamique. (-) signifie qu'il n'y a pas de différence significative, (*) signifie qu'il y a une différence significative.

	C4	C7	C15	C30	P4	P7	P15	P30	FF
C4		-	*	*	*	*	*	*	*
C7			*	*	*	*	*	*	*
C15				-	-	-	-	-	-
C30					-	-	-	-	-
P4						-	-	-	-
P7							-	-	-
P15								-	-
P30									-

Tableau 3. Résultats de la comparaison multiple du $vRMS$ pour les différents CV en condition dynamique. (-) signifie qu'il n'y a pas de différence significative. (*) signifie qu'il y a une différence significative.

En résumé, les résultats de ce projet ont montré que, dans des conditions visuelles statiques, les champs visuels centraux et périphériques ont une importance similaire sur l'oscillation posturale ainsi que sur l'instabilité. En revanche, lors d'une stimulation visuelle dynamique, la vision périphérique joue un rôle crucial dans le contrôle de la posture alors que la vision centrale ne semble jouer qu'un rôle plus accessoire qui pourrait être davantage relié à l'orientation spatiale.

Considérant que la vision périphérique est très importante pour la régulation du contrôle postural, nous nous sommes demandé quelles zones de la vision périphériques sont les plus impliquées dans le contrôle postural.

1.7.5 Influence des hémichamps visuels sur la réponse posturale (Annexe 6)

Cette étude visait à déterminer l'influence relative des hémichamps visuels (inférieur, supérieur, droit et gauche) lors de stimulations visuelles dynamiques sur la réponse posturale. Plusieurs études psychophysiques ont montré une dominance de l'hémichamp visuel inférieur sur l'hémichamp supérieur pour des tâches perceptives et discriminatoires telles que l'acuité visuelle, la résolution spatiale, la sensibilité aux contrastes (Rezec &

Dobkins, 2004), la discrimination directionnelle (Amenedo, et al., 2007), la segmentation de cibles en mouvement (Lakha & Humphreys, 2005) ou encore l'estimation de la profondeur (Regan, Erkelens, & Collewijn, 1986). Cette prédominance de l'hémichamp visuel inférieur pourrait être expliquée par une représentation neuronale plus marquée du champ visuel inférieur des primates au niveau des corps genouillés latéraux (Connolly & Van Essen, 1984), du cortex visuel primaire V1 (Van Essen, Newsome, & Maunsell, 1984) et de l'aire MT (Maunsell & Van Essen, 1987). Si les différences perceptives entre les hémichamps inférieur et supérieur ont largement été décrites dans la littérature, les différences de propriétés visuomotrices ont été à peine abordées. Cette étude avait donc pour vocation d'évaluer l'impact d'une stimulation visuelle dynamique sur le comportement postural selon qu'elle soit présentée dans le champ visuel supérieur ou inférieur.

Des différences fonctionnelles existent aussi entre les hémichamps visuels droit et gauche. L'hémichamp droit, qui est associé au cortex gauche, est davantage spécialisé dans le traitement de l'information cognitive et linguistique tandis que l'hémichamp gauche (associé au cortex droit) est davantage spécialisé dans le traitement de l'information spatiale (Corballis, 2003). Là encore, les différences de propriétés visuomotrices des champs visuels droit et gauche n'ont pas fait l'objet d'étude rigoureuse.

L'objectif de cette étude était de stimuler indépendamment les hémichamps visuels supérieur, inférieur, droit et gauche afin d'évaluer leur impact relatif sur le comportement postural.

La stimulation était réalisée à partir du même tunnel virtuel que pour les études précédentes (sections 1.7.2 ; 1.7.3 ; 1.7.4). Le tunnel oscillait dans la direction antéropostérieure à la fréquence de 0,25 Hz et sur une amplitude de 2 m. Cinq conditions de champ visuel (CV) ont été présentées : supérieur, inférieur, droit, gauche et complet (Figure 23). Considérant nos précédents résultats qui montraient que la vision périphérique est plus impliquée que la vision centrale dans le contrôle postural, seule la zone périphérique du tunnel était présentée lors de l'expérimentation. Les caractéristiques physiques de la voute d'immersion

et des lunettes stéréoscopiques faisaient que la surface de stimulation visuelle était plus importante en inférieur qu'en supérieur. Cet effet provenait du fait qu'il n'y avait pas d'écran supérieur et que les lunettes stéréoscopiques offraient un champ visuel plus grand en inférieur qu'en supérieur. Un second tunnel a donc été envisagé afin d'éliminer ce biais. Dans le tunnel initial, le diamètre était deux fois plus grand que la taille du participant afin que ses yeux se situent au centre du tunnel et que ses pieds reposent sur la partie inférieure du tunnel en mouvement. Le diamètre du second tunnel a été réduit à 0,5 m afin que les surfaces de mouvement des quatre hémichamps visuels soient identiques. Les paramètres de mouvements du second tunnel (amplitude, fréquences temporelle et spatiale) ont été ajustés afin que les oscillations (amplitudes et vitesses relatives) des deux tunnels soient similaires.

Vingt jeunes sujets (20 à 30 ans) ont participé à l'expérience. Ils avaient pour consigne de rester debout sans bouger, les bras croisés et les pieds collés dans la voute d'immersion en réalité virtuelle. L'expérimentation comportait deux variables dépendantes : Champ Visuel CV (5), Diamètre du tunnel DIAM (2) pour un total de 10 conditions visuelles. Une mesure contrôle avec le stimulus fixe était effectuée pour chaque condition visuelle. Chaque participant effectuait ainsi 20 conditions de 68 secondes chacune et qui étaient présentées dans un ordre aléatoire. La réaction posturale était mesurée au moyen du BSA et du vRMS extraits du capteur de mouvements placé sur les lunettes stéréoscopiques.

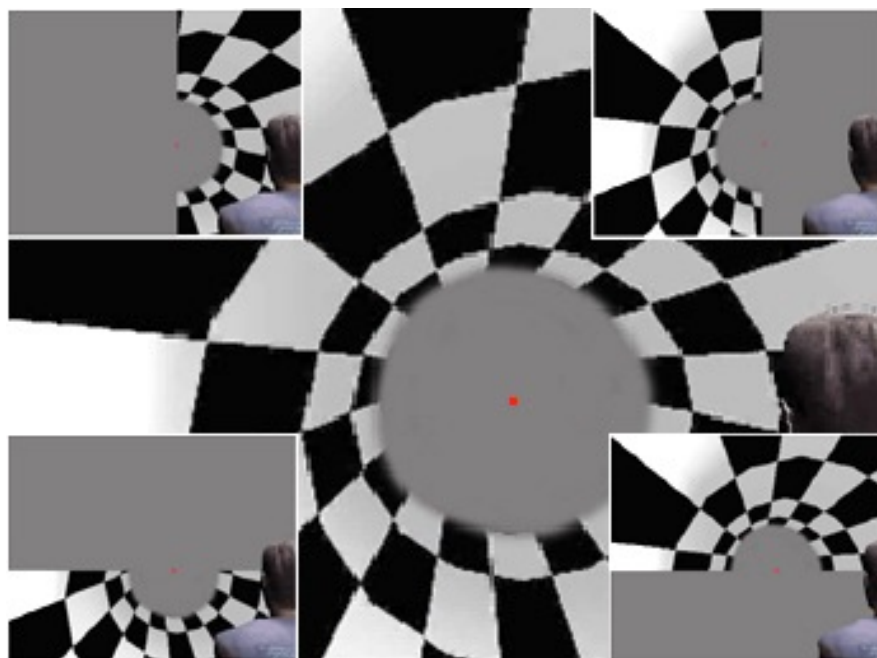


Figure 23. Représentation du tunnel virtuel qui oscillait de façon linéaire dans la direction antéropostérieure. La figure centrale représente le tunnel complet avec l'occlusion centrale. Les autres figures représentent les quatre conditions de champ visuel droit (haut à gauche), gauche (haut à droite), inférieur (bas à gauche) et supérieur (bas à droite).

Des ANOVAs à mesures répétées CV (5) sur le vRMS ont montré des effets significatifs du CV pour le grand tunnel $F(4, 76) = 6.22$; $p = 0.0002$) et le petit tunnel $F(4, 76) = 2.69$; $p = 0.0374$). La Figure 24, qui représente le vRMS en fonction du champ visuel et du diamètre du tunnel, montre que le vRMS est plus important lors de la stimulation dynamique de l'hémichamp visuel inférieur que pour les autres hémichamps. Bien que cette tendance soit marquée, une analyse post-hoc avec LSD Fisher montre qu'elle n'est pas complètement significative ($p = 0,103$). Nos résultats tendent tout de même à supporter le fait que le champ visuel inférieur est le plus impliqué dans les processus visuomoteurs en lien avec la régulation du contrôle postural. Cependant, un nombre de participants plus important devrait être envisagé afin d'obtenir un possible effet significatif. Par ailleurs, le grand tunnel pouvait entraîner un biais de stimulation entre les champs supérieur et inférieur. Cependant, les résultats montrent que les différences d'instabilité entre les

champs supérieur et inférieur sont similaires quel que soit le diamètre du tunnel. Les résultats obtenus ne sont donc pas liés à la méthode de projection, mais bien à une différence fonctionnelle entre les hémichamps inférieur et supérieur.

Bien que cela ne soit pas significatif, La Figure 24 montre que l'instabilité des sujets est plus grande lorsque le champ visuel gauche est stimulé par rapport au champ visuel droit. Ce résultat s'explique par le fait que le cortex droit (associé au champ visuel gauche) est davantage impliqué dans le traitement de l'information spatiale que le cortex gauche.

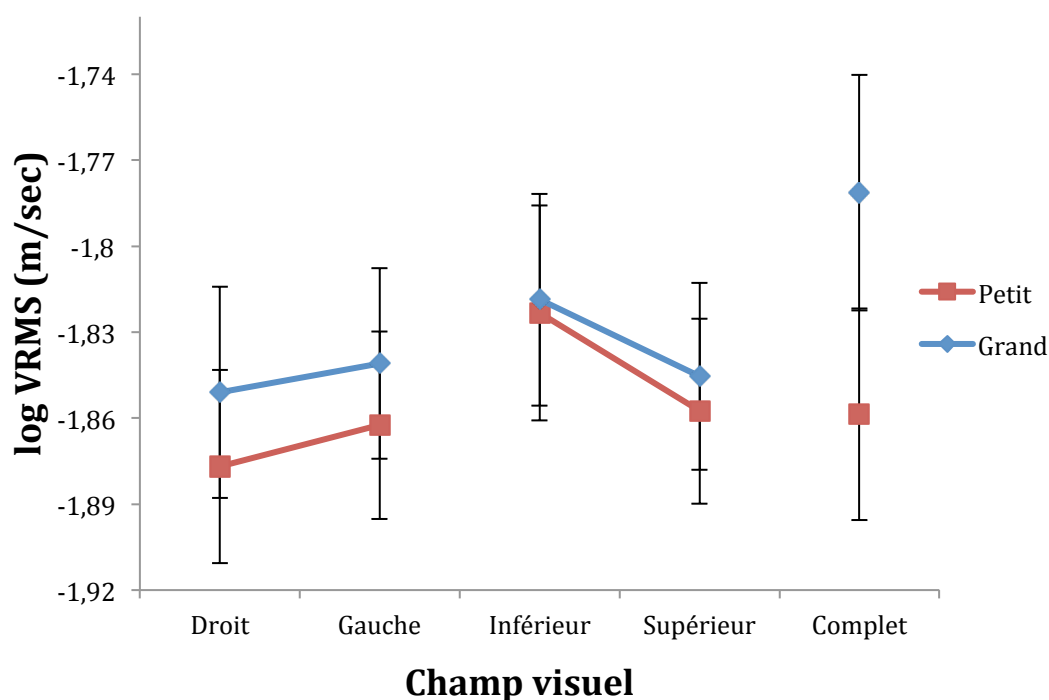


Figure 24. *vRMS* moyen en fonction du champ visuel (CV) et du diamètre du tunnel (DIAM). Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne.

La Figure 25 montre l'instabilité en fonction du diamètre du tunnel. Une ANOVA univariée à mesures répétées a montré que les participants étaient plus instables avec le grand tunnel qu'avec le petit $F(1, 19) = 22,01$; $p = 0,0002$. Cet effet peut s'expliquer par le changement de la nature immersive entre le grand et le petit tunnel. Le grand tunnel était réalisé de

façon aussi « écologique » que possible. Le diamètre était calculé afin que le bas du tunnel se superpose au sol réel et crée l'impression d'être dans un vrai tunnel. Un tel contexte est enclin à induire une plus grande réaction posturale induite visuellement qu'avec le petit tunnel qui est par nature moins immersive. Le petit tunnel a été réalisé afin d'induire une stimulation similaire dans les champs visuels supérieur et inférieur. Une stimulation si proche se retrouve dans l'espace péripersonnel du sujet. Les travaux de (Previc, 1990) suggèrent que l'espace péripersonnel est davantage représenté dans le champ visuel inférieur ce qui peut expliquer que l'instabilité induite par la stimulation du champ visuel inférieur soit aussi importante avec le petit tunnel qu'avec le grand tunnel.

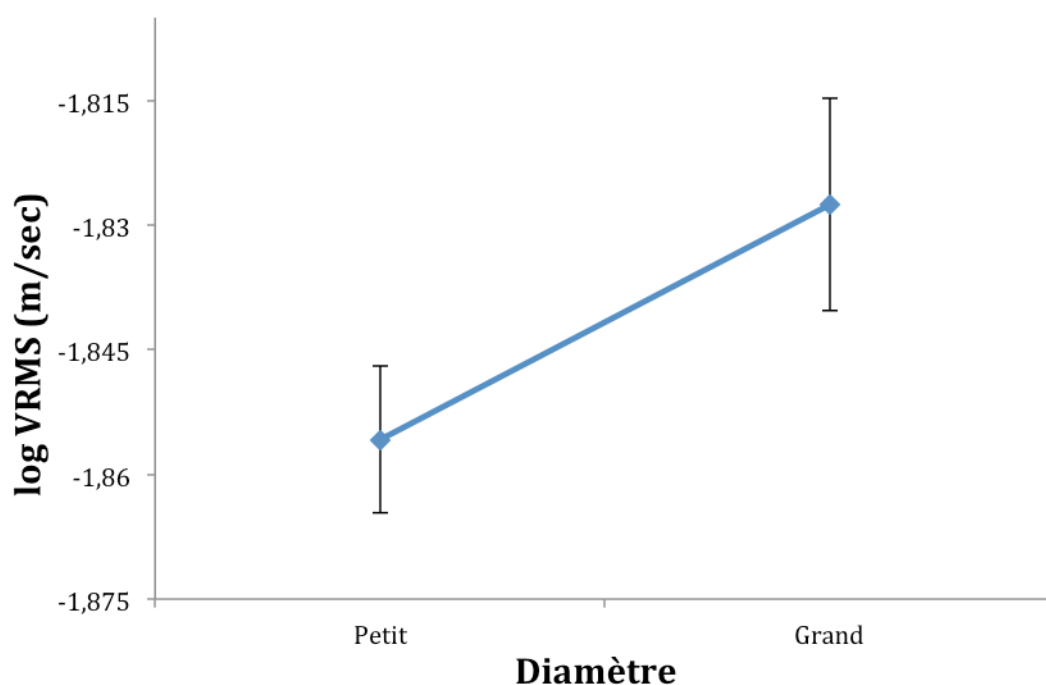


Figure 25. *vRMS* moyen en fonction du diamètre du tunnel (DIAM). Les résultats représentent la moyenne pour toutes les conditions de champ visuel. Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne.

Les résultats du BSA n'ont pas mis en évidence d'effet du champ visuel ou du diamètre du tunnel sur cette variable. Ce manque d'effet peut être en partie expliqué par le fait que le

tunnel était amputé de sa région centrale. Cependant, nos études précédentes ont montré que le BSA dépend davantage d'une stimulation visuelle périphérique plutôt que centrale. Les faibles valeurs de BSA obtenues peuvent aussi venir de la faible surface de stimulation visuelle. Des hémichamps visuels tronqués au centre peuvent être suffisants à induire de l'instabilité posturale sans pour autant induire une oscillation posturale (à la fréquence de stimulation) significative.

En résumé, cette étude montre que le champ visuel inférieur semble induire davantage d'instabilité posturale que les autres hémichamps visuels quel que soit le diamètre de stimulation. Cependant, un nombre plus important de sujets serait nécessaire afin d'obtenir un effet significatif.

1.8 Conception du stimulus visuel

Nos études préliminaires ont montré que dans le cadre d'une stimulation dynamique qui oscille dans la direction antéropostérieure, la réaction posturale induite visuellement dépend largement de la vision périphérique. Par ailleurs, le champ visuel inférieur tend à induire une plus grande instabilité posturale que les autres champs visuels (supérieur, droite ou gauche). De tels résultats laissent supposer le contrôle postural induit visuellement pourrait surtout dépendre du champ visuel périphérique inférieur. Cette région correspond exactement aux zones d'aberrations dynamiques induites par les verres progressifs. Nous avons déjà convenu que l'utilisation de verres progressifs ou même leur stimulation était peu répétable et induisait une grande variabilité dans les données. Il nous fallait donc concevoir une stimulation visuelle qui reposait sur plusieurs nouveaux critères. 1) une stimulation de la vision périphérique, 2) une stimulation dans le champ visuel inférieur, 3) une stimulation visuelle dynamique avec un mouvement qui pouvait être simplement manipulé (mouvement périodique), 4) une stimulation en lien avec les enjeux de la Chaire CRNSG-Essilor sur les verres progressifs (sans pour autant simuler des distorsions réelles de verres progressifs) et enfin 5) une stimulation suffisamment « posturogène » pour induire une réaction posturale.

À partir de ces critères, nous avons abouti à l'élaboration d'un plateau virtuel positionné au niveau du sol et qui pouvait osciller de droite à gauche ou d'avant en arrière comme le roulis et le tangage d'un bateau. Une telle stimulation visuelle est différente des distorsions réelles induites par les verres progressifs mais le mouvement perçut reste tout à fait comparable (*Figure 26*). En plus de répondre à tous nos critères ce stimulus permettait de comparer l'effet de la vision dans deux directions d'oscillations : médiolatérale ML et antéropostérieure AP. Par ailleurs, l'oscillation sinusoïdale permettait de contrôler et de différencier les différents paramètres dynamiques du mouvement soit la fréquence temporelle, la vitesse et l'accélération.

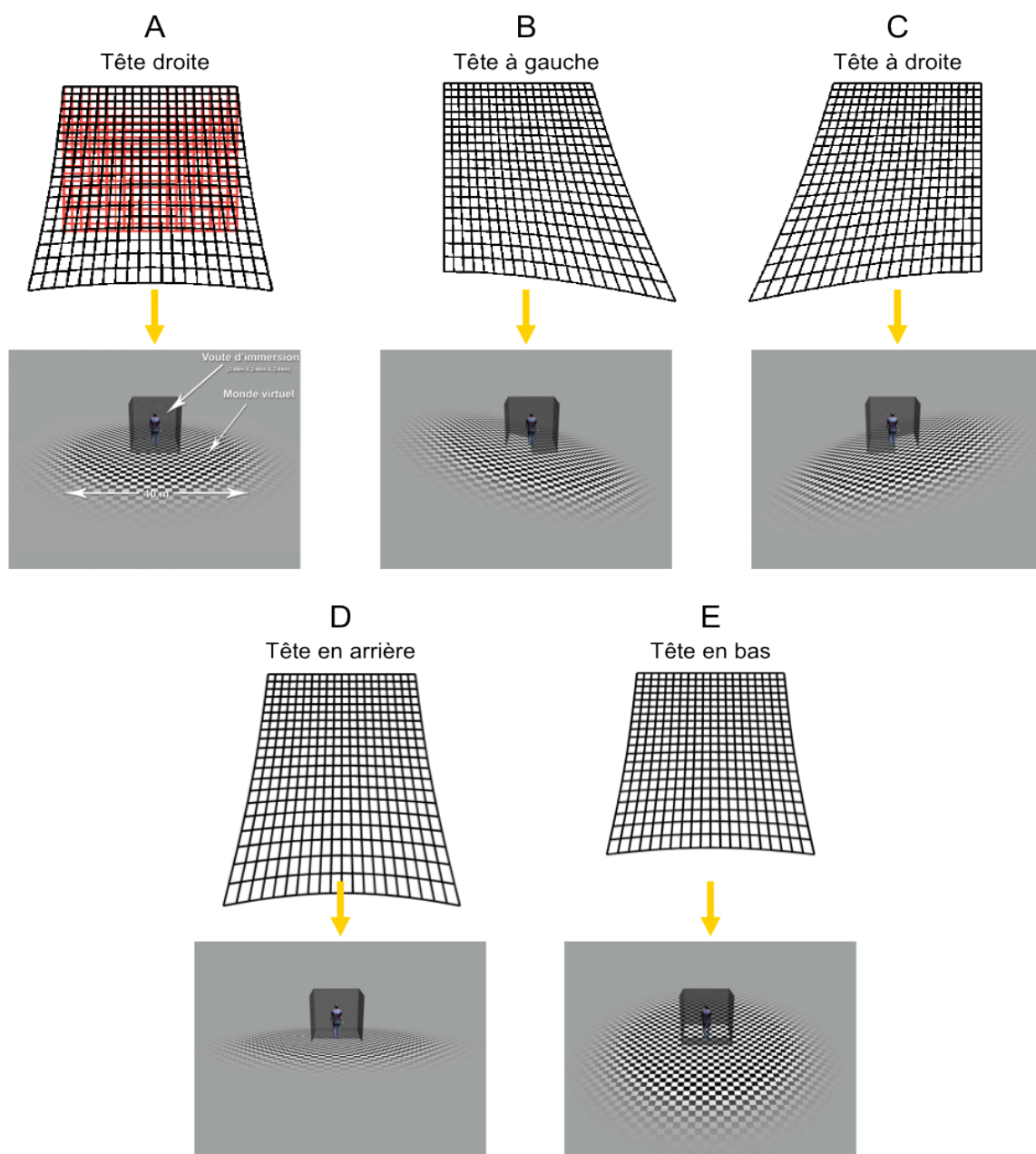


Figure 26. Illustration des distorsions dynamiques induites par un verre progressif en regardant une grille carrée. Un déplacement de la tête dans différentes directions génère un déplacement de la distorsion qui est représenté par les différentes déformations de la grille en fonctions de l'orientation de la tête du porteur. Ces distorsions sont mises en relation avec l'oscillation du plateau virtuel dans différentes directions.

2 Article 1

Article soumis à *Experimental Brain Research* en septembre 2012

Visually induced postural reactivity is velocity dependent at low temporal frequencies and frequency dependent at high temporal frequencies

J.-M. Hanssens^{1,2}, R. Allard¹, G. Giraudet¹, J. Faubert¹

¹ Psychophysics and Visual Perception Laboratory, NSERC-Essilor Industrial Chair. École d'optométrie, Université de Montréal, Canada

² Département de physiologie, faculté de médecine. Université de Montréal. Canada

Corresponding Author:

Dr. Jocelyn Faubert
Laboratoire de psychophysique et de perception visuelle
École d'optométrie - Université de Montréal
CP 6128, succ. Centre-ville
Montréal, Québec, Canada
H3C 3J7
Tel. (514) 343-7289
Fax. (514) 343-2382
Web: <http://vision.opto.umontreal.ca/>

Abstract

Background. While some studies have shown that postural response increases with stimulus velocity, others have shown that it decreases with temporal frequency. These results seem contradictory given that these two variables co-vary in the same direction. The purpose of this study is to determine if the postural response can be different depending on the frequency range being considered. **Methods.** Twelve subjects were placed standing up in a virtual reality environment that simulated a black and white checkerboard at floor level. This checkerboard oscillated at seven frequencies (0.03 to 2.0 Hz) and three amplitudes (2, 4 et 8°), corresponding to nine velocities (0.125 to 32°/sec). The virtual floor oscillated from left to right (mediolateral; ML) or from front to back (anteroposterior; AP). We calculated the root mean square of the mean velocity of the head (RMSV) based on data from electromagnetic sensors positioned on the head and lower back. **Results.** Our experiment shows that for temporal frequencies below 0.12 Hz, postural response is visually dependent and increases with stimulus velocity. When stimulus velocity becomes too high, the body becomes incapable of following, and the postural response saturates between 0.12 and 0.25 Hz. In this frequency range, maximal postural oscillation seems to depend on biomechanical constraints imposed by the positioning of the feet. For frequencies above 0.5 Hz, the body can no longer maintain the same oscillation state. This saturation may be linked to proprioceptive feedback mechanisms in the postural system.

Keywords: Velocity, Frequency, Postural response, Postural saturation

Introduction

Postural control relies on mechanisms that involve several different sensory systems. Vision plays a particularly important role in the upright stance, in which the vestibular and somatosensory systems are less solicited (Mahboobin, Loughlin, Redfern, & Sparto, 2005; Oie, et al., 2002). Numerous studies have tried to determine the properties of the postural response as a function of the temporal frequency and velocity of the visual stimulus. However, the respective contributions of these two parameters have not yet been clearly established. In this study, we placed subjects in a virtual reality environment and exposed them to a variety of visual stimulus conditions in order to determine whether the postural response is induced primarily by the frequency of the stimulus or, conversely, by its velocity.

When a subject in a quiet standing position is confronted with a noteworthy change in their visual environment, a compensatory postural reaction is registered, enabling the subject to adjust to the new properties of the stimulus (Dokka, et al., 2009). This is called visually-induced postural reactivity (VIPR). Numerous studies have tried to determine what visual characteristics are most likely to generate such postural readjustment. For example, body oscillations vary depending on the resolution of the image projected (Anand, et al., 2002; Straube, et al., 1990), as well as its spatial frequencies (Kunkel, et al., 1998; Simoneau, et al., 1992), brightness (Simoneau, et al., 1992), distance to the viewer (Barela, et al., 2011; Kapoula & Le, 2006; Moraes, et al., 2009), size (W. Paulus, et al., 1989), and position on the retina (central versus peripheral; (Berencsi, et al., 2005; Jasko, et al., 2003). These studies examine how the spatial characteristics of a visual stimulus influence postural behavior. But what happens if the scene is moving? Some studies have focused on VIPR as a function of temporal frequency. They have found that the postural response is maximal at low stimulus frequencies of about 0.25 Hz (Peterka, 2002; Sparto, et al., 2005), and then decreases with increasing frequency (Musolino, et al., 2006; Sparto, et al., 2005; van Asten, et al., 1988a, 1988b). Other studies have examined postural response as a function of

stimulus velocity and found that VIPR increases with velocity (Dokka, et al., 2009; Lestienne, et al., 1977; Masson, Mestre, & Pailhous, 1995). These various results suggest that VIPR may be dependent on both stimulus frequency and velocity, increasing with velocity and decreasing with frequency. This behavior would seem contradictory given that these two variables co-vary in the same direction. However, this contradiction can be explained by the range of frequencies being considered in these different studies. It appears that those experiments that obtained a frequency-dependent postural response generally used relatively high frequencies in the range of 0.1 to 1 Hz (Musolino, et al., 2006; Sparto, et al., 2005; van Asten, et al., 1988a, 1988b), while those studies that found a velocity-dependent response examined lower frequencies in the range of 0.05 to 0.55 Hz (Dokka, et al., 2009; Lestienne, et al., 1977; Masson, et al., 1995). Based on the findings of this previous research, we hypothesize that VIPR shows different degrees of sensitivity to the characteristics of the dynamic visual scene depending on the temporal frequency of the movement. In this study, we examine a wide range of temporal frequencies in order to cover the majority of frequencies and velocities reported in the literature.

A number of studies have compared the postural response in the mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) directions, but most of these studies used static visual stimuli. It appears that postural oscillation is generally greater in AP than in ML (Anand, et al., 2003; W. Paulus, et al., 1989; Winter, et al., 1990). Perrin, et al. (1997) have even demonstrated that having the eyes open versus closed has very little effect on postural maintenance in ML, while postural stabilization in AP is significantly enhanced when the eyes are open. More recently, a study showed that changing the characteristics of the visual field alters the postural response in AP but has no effect in ML (Berencsi, et al., 2005). These results suggest that postural stabilization in AP depends more on the spatial characteristics of the visual stimulus than is the case in ML. But what are the effects of the temporal characteristics of the stimulus on postural response? Based on these results, one could imagine that a dynamic visual stimulus would induce a greater postural response in AP than in ML. In two separate experiments, van Asten et al. used a black and white windmill or tunnel pattern subjected to different types of movement: AP translation (van Asten, et al.,

1988b) and ML rotation around a longitudinal axis (van Asten, et al., 1988a). Comparing the results of these studies shows that the maximal postural response induced by the stimulus movement was greater in ML than in AP. This suggests that the visual control of postural response in AP and ML varies differently depending on the spatial and temporal characteristics of the stimulus. However, it is difficult to draw conclusions about the postural reaction in a dynamic situation because while the stimuli were visually similar in these studies, the nature of the movement was not (i.e., ML oscillation versus AP translation). In our study, we control this aspect by using a stimulus whose movement is identical in AP and ML: a virtual floor that sways from front to back (AP) or from left to right (ML). A greater maximal response in AP than in ML in our study would suggest that VIPR is similar in dynamic and static conditions. Conversely, a maximal response that is greater in ML than in AP would support the results of van Asten et al. (1988 a and b).

Methods

Subjects

Four female and eight male volunteers took part in this study. The mean age was 24.25 +/- 1.54 years (mean +/- SD). At recruitment, none of the subjects reported any known visual and postural problem. All participants had a complete visual exam at the Clinique Universitaire de la vision, Université de Montréal. Only subjects with a monocular visual acuity of 20/20 and a stereoscopic acuity better than 40 seconds of arc without glasses were accepted. We also did not enroll individuals that required wearing visual correction such as glasses or contact lens; this was to avoid any possibility of optical distortion altering the visual quality of stimuli. All of the participants gave their informed consent before beginning the study. The *Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES) de l'Université de Montréal* approved the study.

Apparatus

The subjects were placed in a fully immersive virtual environment (FIVE; Fig. 1). The FIVE is a semi-open room that measures 8 x 8 x 8 feet and is enclosed by three walls (a front and two sides) and a floor. The visual stimuli were displayed on these four surfaces by Marquee 8500 Ultra projectors (Christie Digital Systems) with a resolution of 1280 x 1024 pixels. Three-dimensional vision was stimulated by the wearing of Crystal Eyes wireless shutter glasses (StereoGraphics). The display frequency of the 96-Hz screens (48 Hz per eye) was synchronized with that of the glasses; this isolated the images perceived by each eye, enabling the subject to see in three dimensions. SGI Onyx 3200 servers equipped with Infinite Reality 2 cards generated the virtual immersion in real time.

The only way to obtain good immersion in virtual reality is to generate the visual stimulus in real time based on movements of the participant's head. We placed an electromagnetic tracking system (Flock of Birds, Ascension Technology) in the 3D glasses for this purpose, and another sensor on the lower back for measuring the subject's postural stability. Data were converted from analogue to digital at a sampling frequency of 64 Hz.

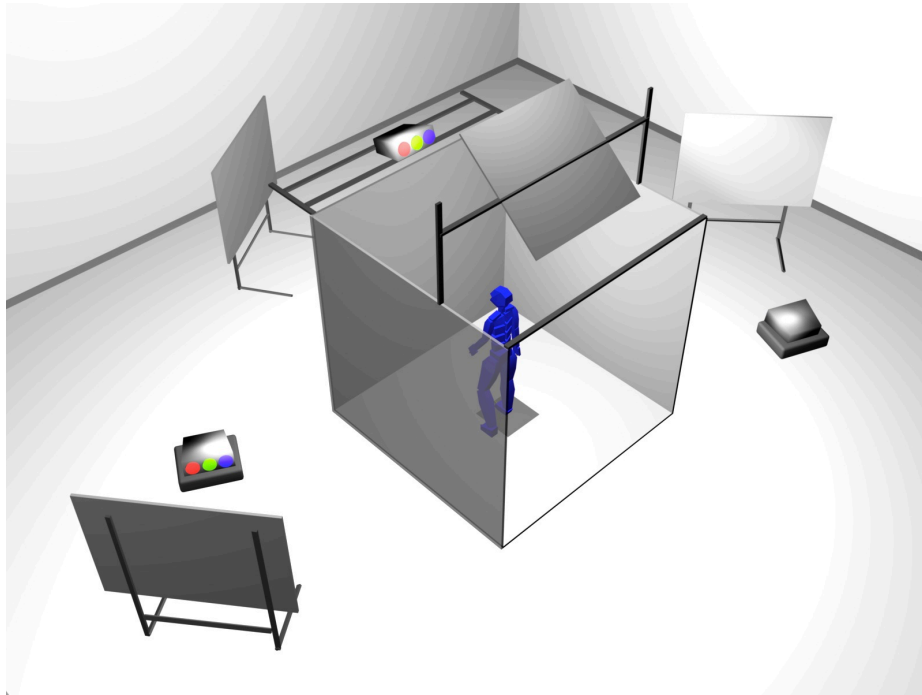


Fig. 1. Setup of the full immersive virtual environment (FIVE)

Visual stimuli

The floor is an important visual reference for maintaining postural control for a human in the upright position (Baumberger, Isableu, & Fluckiger, 2004). Furthermore, a moving virtual floor is known to induce a significant postural response (J Faubert & Allard, 2004). In this experiment, the visual stimulus consisted of a black and white checkerboard virtual floor positioned at the level of the real floor (Fig. 2). The virtual squares measured 25 cm on each side. The maximum brightness was 47 cd/m² for the white squares, and 0.52 cd/m² for the black squares (Michelson contrast = 98 %). The contrast of the virtual floor was maximal over a diameter of 10 meters, and then gradually blurred to a gray color. It was positioned such that the subject was at its center.

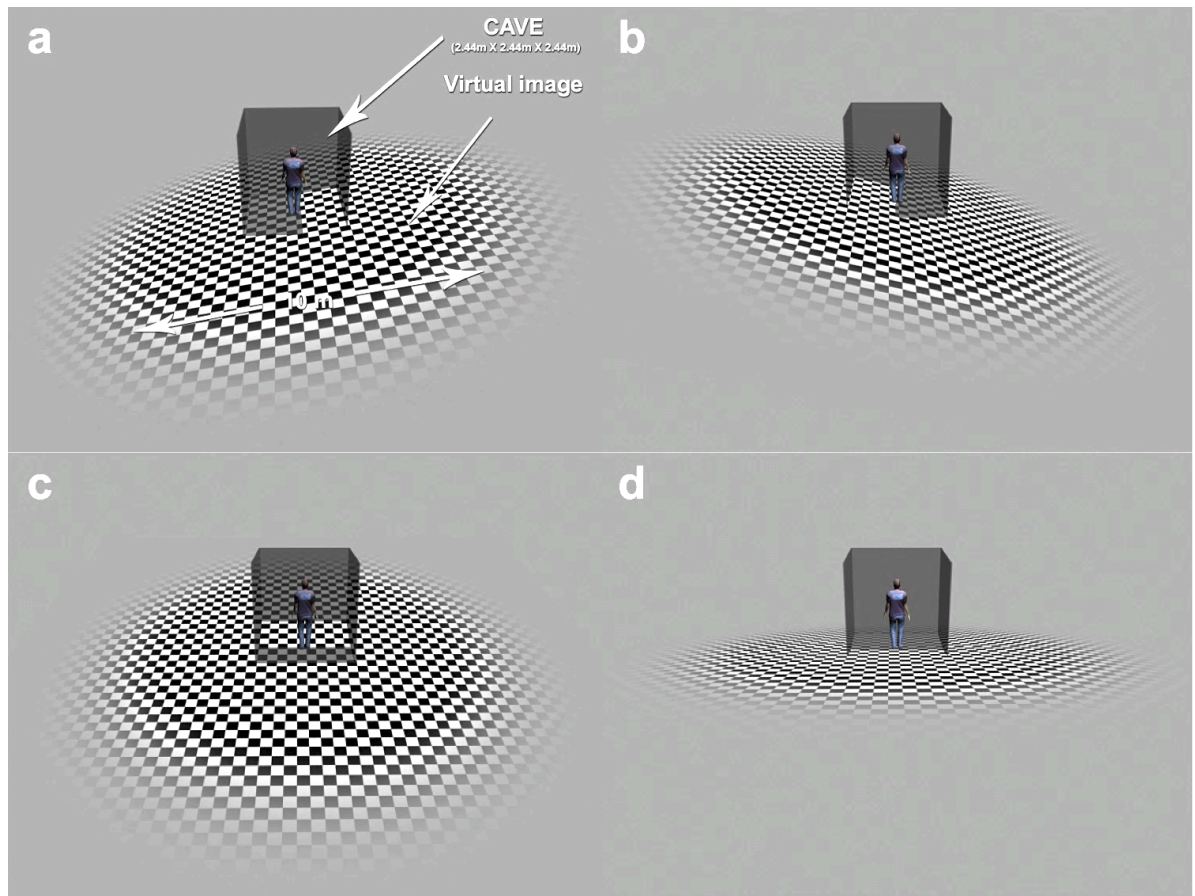


Fig. 2. The visual stimulus used in the experiments. The subject was placed at the center of the FIVE. The subject perceived the checkerboard virtual floor at their feet, which oscillated in a mediolateral direction (a and b) or in an anteroposterior direction (c and d). The FIVE is shown in order to illustrate the experimental context; note that the subject could not perceive the screens once the stimulus was activated.

To properly compare VIPR in the AP and ML directions, the same type of movement must be used. One cannot use, for example, a rotational movement in one direction and a translation movement in the other. We therefore used a rotational movement for both the AP and ML conditions: swaying from side to side in the ML direction, and from front to back in the AP direction. In order to manipulate temporal frequency and velocity simultaneously and avoid having to run two separate experiments (cf. van Asten et al. 1988

a and b), we had the virtual floor oscillate in a sinusoidal movement characterized by the amplitude, frequency or a combination of these two, velocity. We chose a rotational rather than a translation movement because the angular velocity of the virtual floor was similar to the oscillation velocity of the subjects. The sinusoidal function of the movement was defined by its amplitude θ_{max} , temporal frequency f , initial phase p and time t .

$$\theta(t) = \frac{\theta_{max} \cdot \sin(f \cdot t + p)}{2}$$

The initial phase was random. We chose peak-to-peak amplitudes ($\theta_{max} = 2, 4$ et 8°) and temporal frequencies ($f = 0.03125, 0.0625, 0.125, 0.25, 0.5, 1$ and 2 Hz) of the oscillation to be similar to the literature (Loughlin & Redfern, 2001; Sparto et al., 2006). These frequency-amplitude combinations enabled us to obtain stimulus velocities of 0.125 to $32^\circ/\text{sec}$. This approach also enabled us to vary only the temporal frequency or velocity (by controlling the amplitude). The stimulus was perceived through stereoscopic glasses with a large visual field (approximately 130° horizontal and 85° vertical). To create the virtual reality effect, the display was re-calculated in real time and as a function of the subject's position.

Experimental procedure

On the first day of the experiment, we measured the subject's visual acuity and stereoscopic vision at a distance of 1.25 m to make sure they had good perception of the stimuli on the central screen. The subjects stood at the center of the FIVE (at 1.25 m from the central screen) with their feet together, wearing no shoes and with arms crossed over their chest (Kawakita, et al., 2000; Mahboobin, et al., 2005). The instructions were to focus on a red fixation point situated at a virtual distance of 6 meters in front of them at floor level, and to not make any voluntary movements during the experiment. The experiment was divided into two sessions spaced 24 hours apart in order to avoid causing fatigue. Each of these two sessions covered one stimulus direction, with the order being chosen randomly. Each session comprised a total of 22 visual conditions: three amplitudes, seven frequencies, plus one control condition in which the checkerboard remained static. The order of these

conditions was determined at random. Each condition lasted 68 seconds, followed by a 60-second pause. The sensor system recorded the postural response during presentation of the visual stimulus.

Data analysis

The subject's position was recorded in real time by the sensor on the head and lower back. However, given that our data showed the same trend for both sensors we used the data for the head sensor only for analysis given that it was closer to the emitter consequently with lower noise levels. For all experimental conditions, we generated the power spectral density (PSD) in Matlab using a fast Fourier transformation (FFT). This analysis revealed a unidirectional spectrum for posture as a function of time for both the mediolateral axis, when the floor swayed from side to side, and for the anteroposterior axis, when the floor swayed front to back. The amplitude of the postural response (peak-to-peak) at the temporal frequency of the stimulus was extracted to yield the frequency-specific body sway amplitude (Sparto, et al., 2006).

Linear displacements were converted to angular displacements in order to control for the effect of body size (Greffou et al., 2011; Greffou, et al., 2008) and to compare body sway amplitude to the angular amplitude of the visual stimuli. Postural response gain is the ratio of frequency-specific body sway amplitude to the angular amplitudes of the visual stimulus. A subject whose postural response is perfectly aligned with the amplitude of the visual stimulus would have a gain of 1, while a postural response of lower amplitude than the visual stimulus would yield a gain of less than 1. In order to eliminate transitory postural reactions that occur during the first few seconds just after the stimulus appears, we limited the analysis to the last 64 seconds of stimulus presentation (out of the total 68 seconds). We decided on the 64-second duration because it covers two complete cycles for the slowest frequency (0.03125 Hz), for which the period was 32 seconds.

The saturation of the postural response to a visual stimulus is shown in the subject's velocity (Mergner, et al., 2005). We used body sway amplitude (peak-to-peak) to calculate

the mean velocity of the subject's postural response for each amplitude, frequency and direction condition.

$$v (^{\circ}/\text{sec}) = \frac{\text{body sway amplitude } (^{\circ})}{\text{time (sec)}}$$

The root mean square of body velocity (RMSV) was determined from all the punctual velocities during a complete cycle, using the following formula:

$$RMSV(^{\circ}/\text{sec}) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i^2}$$

RMSV takes into consideration the mean velocity of the subject's postural response.

Statistical analysis

We used multi-factor repeated measures ANOVAs to test for the effects of frequency, velocity and direction on RMSV. A post hoc Bonferroni correction was made to adjust the conditions in multiple comparisons. We used paired samples t-tests to analyze saturation of the postural response. The significance threshold was set at 0.05. The statistical analyses were carried out using SPSS Statistics 19.0 (SPSS Inc., LEAD Technologies Inc.).

Results

Gain

We will first present the results for the AP condition in order to compare our results to those of Mergner, et al. (2005). Fig. 3 shows postural response gain as a function of the velocity of the visual stimulus for the AP condition. Each curve represents one of the three stimulus amplitudes. The results show that the relationship between postural response and stimulus velocity is nonlinear. Note that for low velocities, postural response gain decreases

as stimulus amplitude increases. Increasing stimulus velocity induces an increase in gain up to stimulus saturation. Thus, for high velocities, the gain decreases abruptly for all stimulus amplitudes. As reported by Mergner, et al. (2005), this relationship is hyperbolic. Calculating the theoretical curve for amplitude gain of the postural response to the stimulus yields an AP velocity peak of about $0.13^\circ/\text{sec}$ (dashed curve in Fig. 3). This result clearly shows the saturation of postural response gain that occurs in AP when the subject attains a velocity of about $0.13^\circ/\text{sec}$.

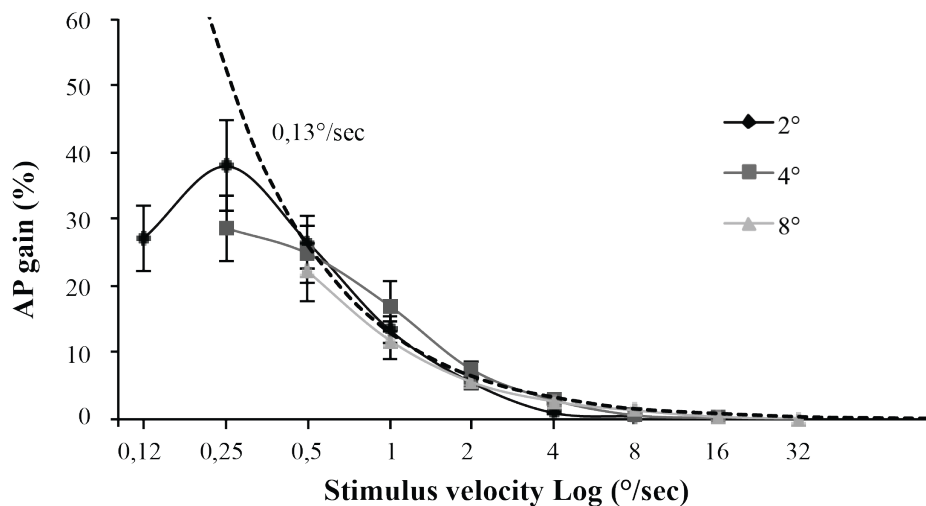


Fig. 3. Mean postural response gain as a function of stimulus velocity in anteroposterior direction when the virtual floor sways from front to back. The error bars represent standard errors.

Subject velocity (RMSV)

In figure 3, the gain approaches zero when stimulus velocity approaches $5^\circ/\text{sec}$. As the gain takes into account the amplitude of the stimulus, even if the postural response remains constant in absolute value, the gain will decrease as the velocity of the stimulus increases. Thus gain cannot be used to illustrate variation in postural saturation at high velocities. Mergner, et al. (2005) show that saturation of the postural response becomes evident when examining the postural velocity of subjects. For this reason, we examined the RMSV of

subjects as a function of stimulus frequency (Fig. 4, left) and velocity (Fig. 4, right) for the AP condition. The graphs in Fig. 5 show the corresponding data for ML.

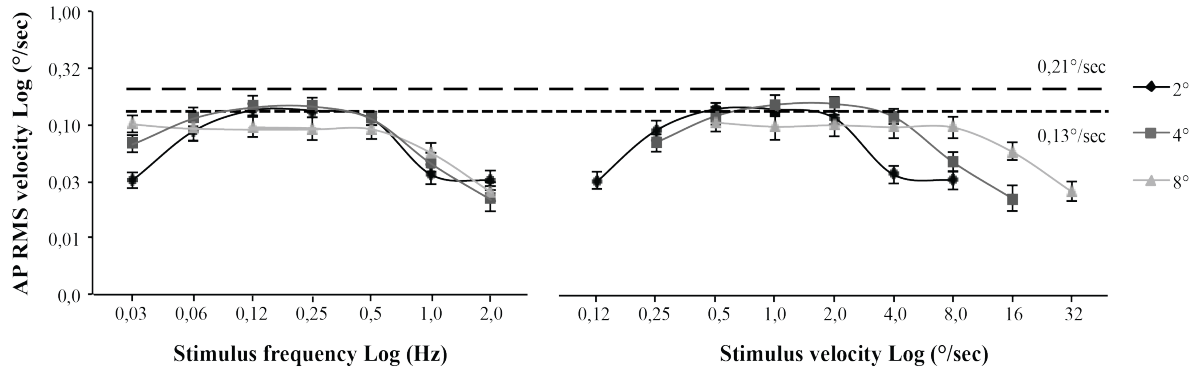


Fig. 4. Root mean square of the anteroposterior velocity of subjects as a function of stimulus temporal frequency (left) and velocity (right). Results are presented for the three stimulus amplitudes. Two straight lines showing theoretical saturation, at 0.13 (small dashes) and 0.21°/sec (large dashes), show the saturation points for AP and ML, respectively. The error bars represent standard errors.

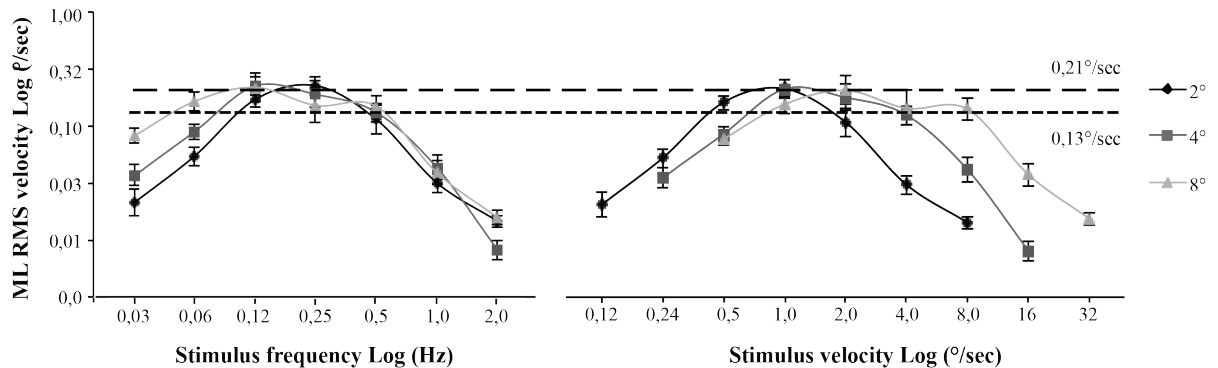


Fig. 5. Root mean square of the mediolateral velocity of subjects as a function of stimulus temporal frequency (left) and velocity (right). Results are presented for the three stimulus amplitudes. Two straight lines showing theoretical saturation, at 0.13 (small dashes) and 0.21°/sec (large dashes), show the saturation levels for AP and ML, respectively. The error bars represent standard errors.

Anteroposterior versus mediolateral

One can see that the postural response to the visual stimulus can be divided into several different areas. The first comprises the postural response at low stimulus frequencies or velocities that is, before the first saturation point. The left hand graphs in Fig. 4 and 5 show that at low frequencies, RMSV varies as a function of frequency and amplitude. Conversely, the right hand graphs in Fig. 4 and 5 show that RMSV varies with velocity but very little with amplitude. Given that velocity covaries with amplitude and frequency, these results suggest that the postural response depends especially on stimulus velocity. This effect of velocity on postural response is only present for stimuli less than 0.5°/sec and 0.12 Hz in the AP condition, and less than 1°/sec and 0.12 Hz in the ML condition (Fig. 4 and 5, left). Above these values, the postural response saturates and stimulus amplitude has no effect on RMSV. This area constitutes the second area of postural response. The results show greater saturation of RMSV in ML (0.21°/sec) than in AP (0.13°/sec). In order to compare these saturation levels, we did a paired samples t-test to compare maximum RMSV for the 12 subjects in the two directions. The difference was significant ($t = 0.665$, $df = 12$, $p = 0.018$), showing that the saturation point is significantly higher in ML than in AP. Once this saturation is attained, increasing the stimulus frequency leads to a decrease in postural response. These decreases start between 0.25 and 0.5 Hz, regardless of the direction of the postural response. In order to examine the effect on RMSV, we ran a repeated-measures ANOVA on the frequency at postural saturation (greater than or equal to 0.25 Hz) for the three amplitudes and two directions: frequency (5) x amplitude (3) x direction (2). There was a significant effect for frequency ($F_{(4, 8)} = 78.677$, $p < 0.001$), but not for direction ($F_{(1, 11)} = 0.134$, $p = 0.721$) or amplitude ($F_{(2, 10)} = 0.090$, $p = 0.914$). These results suggest that postural saturation depended on the frequency of the stimulus, and that the effect was similar for the two stimulus directions.

Discussion

Although many studies have looked at the effects of moving visual stimuli on postural control, few have examined the physical characteristics of the dynamic scene at the origin of the visually-induced postural response. For studies that have, conclusions on the respective roles of temporal frequency and velocity on the body's oscillation have been equivocal. To address this issue, we used periodic stimuli whose movement was simple enough that we could quantify and control it in a precise way. This enabled us to independently control the temporal frequency and velocity of the movement. The results of our experiment suggest that the visually induced postural reaction can depend on either the frequency or the velocity of the movement, depending on the range of stimulus frequency being considered. For frequencies below 0.12 Hz, the postural reaction increases with the velocity of the visual stimulus. For frequencies above 0.25 Hz, the postural response depends more on temporal frequency.

In the area of low temporal frequencies, our results show that at a constant frequency, postural response increases with the amplitude of the periodic movement (Fig. 4 and 5, left). At a constant velocity, there is no longer any amplitude effect (Fig. 4 and 5, right). These data suggest, therefore, that the postural response at low frequencies is linked more to the velocity of the movement than to its frequency. These results are compatible with those of Dokka, et al. (2009), who observed a significant increase in the postural response at low frequencies with an increase in stimulus velocity, while frequency had no effect. However, our results would seem to contradict the conclusions of Mergner, et al. (2005). For a similar range (0.05 to 0.4 Hz), they reported that body oscillations depended on the frequency of the movement but not his velocity. Note, however, that we did find this effect at high frequencies (above 0.1 Hz). Furthermore, a more in-depth examination of their results shows that, for low frequencies, the postural response increased only with the amplitude of the movement, suggesting that postural changes depends more on stimulus velocity than frequency. Relevant here is another study that directly examined the effects of

low stimulus velocities administered at a constant frequency (0.2 Hz) on postural response (Ravaoli, et al., 2005). The results confirm that for a range of low temporal frequencies, the visual response induced by a moving stimulus depends on its velocity. In sum, all of these results suggest that at low frequencies, the postural response depends on the stimulus velocity, not frequency.

While postural response is velocity dependent at low frequencies, our results show that above 0.25 Hz, postural response only varies as a function of the temporal frequency of the visual stimulus. In our experiment, above this frequency, changes in amplitude, and therefore velocity, no longer affected the postural response of the subjects. These results are compatible with those of Van Asten et al. (1988a, 1988b), who observed a marked effect of frequency, but not amplitude, suggesting an effect of frequency independent of velocity, and this mainly for frequencies of 0.1 Hz and greater.

The work of Mergner, et al. (2005) confirms this frequency effect, which the authors attributed “mainly to the dynamics of the postural system as a whole rather than to transfer characteristics of the visual system” (p. 545). They concluded that saturation at high frequencies may be linked to proprioceptive feedback mechanisms in the ankles, as saturation thresholds increased by a factor of 10 when this feedback was perturbed using a body sway referenced platform. In our study, RMSV was measured using body sway amplitude at the stimulus frequency. The postural response depended, therefore, on the subject’s capacity to oscillate at the same frequency as the visual stimulus. Physiological studies have shown that the postural response to a visual stimulus is optimal at frequencies between about 0.2 and 0.45 Hz (E. V. Gurfinkel, 1974; Soames & Atha, 1982). Such a range of postural frequencies suggests that the body is not able to conserve its amplitude, and therefore its oscillation velocity, at frequencies above 0.45 Hz, a hypothesis that is supported by the decrease in RMSV above 0.25 Hz that we observed. This decrease in postural response at high frequencies is associated with saturation linked to the optimal frequencies of the postural response rather than to postural saturation of a visual origin.

The results of this study show two distinct areas in postural response: one at low frequencies, where postural change is linked to the velocity of the visual stimulus, and the other at high frequencies, where the body's response is limited by biomechanical and/or proprioceptive feedback constraints and therefore decreases as frequency increases. What, then, happens at intermediate frequencies? Our results show that the velocity of subjects reached its maximum at frequencies above 0.12 Hz. Between 0.12 and 0.25 Hz, the stimulus velocity was too high for the postural response to continue its increase, suggesting a saturation of VIPR. Maximal saturation values were higher in ML (0.21 °/sec) than in AP (0.13 °/sec) (Fig. 4 and 5, left). These differences in saturation confirm the results of van Asten et al., who obtained higher saturations in a tunnel swaying in the ML direction than in a tunnel making an AP translation movement (van Asten, et al., 1988a, 1988b). Mergner, et al. (2005) report AP saturation of 0.10°/sec, which is compatible with our result. Our results show that in ML, body oscillations saturate two times later than in AP, at around 0.21°/sec. Why this difference in saturation level between the two directions? A possible explanation relates to the biomechanical constraints induced by the position of the body and feet. Anterior muscles like the tibialis anterior and posterior muscles like the soleus are very effective at stabilizing posture by maintaining the center of gravity within the base of support (Tia, Paizis, Mourey, & Pozzo, 2012; Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Perczak, 1998; Winter, Patla, Rietdyk, & Ishac, 2001). By comparison, the lateral muscles are weaker but benefit from a larger base of support. When the feet are placed beside each other, the base of support becomes smaller in ML than in AP, causing greater postural excursion in the ML direction (Nichols, Glenn, & Hutchinson, 1995). In our experiment, the subjects placed their feet together, which may explain the difference in maximal postural response between the ML and AP directions. Our results show that between 0.12 and 0.25 Hz, the difference of maximal postural response between ML and AP would depend principally on the positioning of the feet rather than on the characteristics of the visual movement.

It is primarily for the lowest frequencies (below 0.12 Hz) that the periodic stimulus parameters induce postural response change. For these frequencies (0.03 and 0.06 Hz in our

experiment), changes in the properties of the stimulus movement affected postural reaction more in ML than in AP (Fig. 6, ANOVA, frequency * direction interaction, $F_{(1,35)} = 3.243$, $p = 0.080$). This result is compatible with that of van Asten et al., who used a visual stimulus that moved in the ML direction (van Asten, et al., 1988a) or AP direction (van Asten, et al., 1988b). The results of these two studies show greater postural oscillation in ML than in AP. It would appear that postural behavior is more visually dependent in ML than in AP.

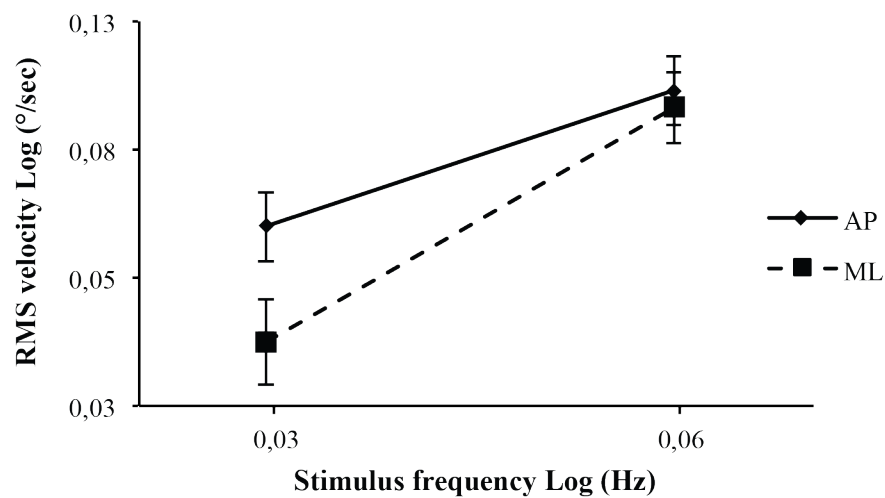


Fig. 6. Root mean square of subjects' velocities as a function of temporal frequency for the two stimulus directions. Results are presented for the two lowest temporal frequencies (0.03 and 0.06 Hz). The error bars represent standard errors.

Some studies have suggested that postural response is more visually dependent for stimuli in AP than in ML (Anand, et al., 2003; Berencsi, et al., 2005; W. Paulus, et al., 1989; Perrin, et al., 1997; Winter, et al., 1990). However, these researchers are referring to spatial changes and not the dynamics of the visual environment. When it is dynamic (temporal) visual changes that are examined, the postural response is actually more affected in ML than in AP. In the experimental conditions used by van Asten et al. (1988 a and b), and in our experiment, the subjects placed their feet together. This increase in visual dependence could therefore be caused, in part, by the positioning of the feet (together), which reduces

the base of support in ML, and therefore increases the role of visual postural control in this direction.

Conclusion

A dynamic visual stimulus induces a compensatory postural response that enables the body to adjust to new stimulus properties. Varying the temporal frequency of a visual stimulus yields two areas of postural response. The first occurs at frequencies of less than 0.12 Hz. In this range, postural response is visually dependent and varies with stimulus velocity. The subject adjusts to their environment by increasing their postural velocity as stimulus velocity increases. In addition, the postural reaction is more pronounced in ML than in AP, contrary to what occurs when the spatial characteristics of the environment change (e.g., dimensions of the visual field). Then, between 0.12 and 0.25 Hz, postural response hits a saturation threshold: the body can no longer follow increases in the velocity of the visual scene. In this range of intermediate frequencies, maximal postural oscillation seems to depend on biomechanical constraints imposed by the positioning of the feet. The last response area is above 0.5 Hz. At these high frequencies, the body can no longer maintain the same oscillation state. This saturation may be linked to proprioceptive feedback mechanisms in the postural system.

References

- Anand, V., J. Buckley, et al. (2002). "The effect of refractive blur on postural stability." Ophthalmic Physiol Opt **22**(6): 528-534.
- Anand, V., J. G. Buckley, et al. (2003). "Postural stability in the elderly during sensory perturbations and dual tasking: the influence of refractive blur." Invest Ophthalmol Vis Sci **44**(7): 2885-2891.
- Barela, J. A., M. Sanches, et al. (2011). "Use of monocular and binocular visual cues for postural control in children." Journal of Vision **11**(12).

- Baumberger, B., B. Isableu, et al. (2004). "The visual control of stability in children and adults: postural readjustments in a ground optical flow." Exp Brain Res **159**(1): 33-46.
- Berencsi, A., M. Ishihara, et al. (2005). "The functional role of central and peripheral vision in the control of posture." Hum Mov Sci **24**(5-6): 689-709.
- Dokka, K., R. V. Kenyon, et al. (2009). "Influence of visual scene velocity on segmental kinematics during stance." Gait Posture **30**(2): 211-216.
- Faubert, J. and R. Allard (2004). "Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment." Proceedings of SPIE.
- Greffou, S., A. Bertone, et al. (2011). "Postural Hypo-Reactivity in Autism is Contingent on Development and Visual Environment: A Fully Immersive Virtual Reality Study." J Autism Dev Disord.
- Greffou, S., A. Bertone, et al. (2008). "Development of visually driven postural reactivity: a fully immersive virtual reality study." J Vis **8**(11): 15 11-10.
- Gurfinkel, E. V. (1974). "Mechanical analysis of the stabilographic method." Bull Exp Biol Med **77**(5): 585-587.
- Jasko, J., P. Loughlin, et al. (2003). "The role of central and peripheral vision in the control of upright posture during anterior posterior optic flow." Proceeding of the 27th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics.
- Kapoula, Z. and T. T. Le (2006). "Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects." Exp Brain Res **173**(3): 438-445.
- Kawakita, T., S. Kuno, et al. (2000). "Body sway induced by depth linear vection in reference to central and peripheral visual field." Jpn J Physiol **50**(3): 315-321.
- Kunkel, M., N. Freudenthaler, et al. (1998). "Spatial-frequency-related efficacy of visual stabilisation of posture." Exp Brain Res **121**(4): 471-477.
- Lestienne, F., J. Soechting, et al. (1977). "Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes." Exp Brain Res **28**(3-4): 363-384.
- Loughlin, P. J. and M. S. Redfern (2001). "Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects." IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng **9**(1): 24-30.
- Mahboobin, A., P. J. Loughlin, et al. (2005). "Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations." Exp Brain Res: 1-8.

- Masson, G., D. R. Mestre, et al. (1995). "Effects of the spatio-temporal structure of optical flow on postural readjustments in man." Exp Brain Res **103**(1): 137-150.
- Mergner, T., G. Schweigart, et al. (2005). "Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions." Exp Brain Res **167**(4): 535-556.
- Moraes, R., A. G. Lopes, et al. (2009). "Monocular vision and increased distance reducing the effects of visual manipulation on body sway." Neurosci Lett **460**(3): 209-213.
- Musolino, M. C., P. J. Loughlin, et al. (2006). "Spectrally similar periodic and non-periodic optic flows evoke different postural sway responses." Gait Posture **23**(2): 180-188.
- Nichols, D. S., T. M. Glenn, et al. (1995). "Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults." Phys Ther **75**(8): 699-706.
- Oie, K. S., T. Kiemel, et al. (2002). "Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture." Brain Res Cogn Brain Res **14**(1): 164-176.
- Paulus, W., A. Straube, et al. (1989). "Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway." Exp Brain Res **78**(2): 243-252.
- Perrin, P. P., C. Jeandel, et al. (1997). "Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults." Gerontology **43**(4): 223-231.
- Peterka, R. J. (2002). "Sensorimotor integration in human postural control." J Neurophysiol **88**(3): 1097-1118.
- Ravaioli, E., K. S. Oie, et al. (2005). "Nonlinear postural control in response to visual translation." Exp Brain Res **160**(4): 450-459.
- Simoneau, G. G., H. W. Leibowitz, et al. (1992). "The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55 to 70 years of age." J Gerontol **47**(5): M151-158.
- Soames, R. W. and J. Atha (1982). "The spectral characteristics of postural sway behaviour." Eur J Appl Physiol Occup Physiol **49**(2): 169-177.
- Sparto, P. J., M. S. Redfern, et al. (2005). "The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years." Exp Brain Res: 1-12.
- Sparto, P. J., M. S. Redfern, et al. (2006). "The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years." Exp Brain Res **168**(4): 505-516.

- Straube, A., W. Paulus, et al. (1990). "Influence of visual blur on object-motion detection, self-motion detection and postural balance." Behav Brain Res **40**(1): 1-6.
- Tia, B., C. Paizis, et al. (2012). "Do equilibrium constraints modulate postural reaction when viewing imbalance?" Brain and Cognition **79**(2): 89-95.
- van Asten, W. N., C. C. Gielen, et al. (1988a). "A. Postural movements induced by rotations of visual scenes." J Opt Soc Am A **5**(10): 1781-1789.
- van Asten, W. N., C. C. Gielen, et al. (1988b). "B. Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments." Exp Brain Res **73**(2): 371-383.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (1990). "Assessment of balance control in humans." Med Prog Technol **16**(1-2): 31-51.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (1998). "Stiffness control of balance in quiet standing." J Neurophysiol **80**(3): 1211-1221.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (2001). "Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing." J Neurophysiol **85**(6): 2630-2633.

3 Article 2

Article soumis à *Human Factor* le 06 septembre 2012

Visually Induced Motion Sickness Depends on Velocity, Not Temporal Frequency or acceleration

J.-M. Hanssens^{1,2}, R. Allard¹, G. Giraudet¹, J. Faubert¹

¹ Psychophysics and Visual Perception Laboratory, NSERC-Essilor Industrial Chair. École d'optométrie, Université de Montréal, Canada

² Département de physiologie, faculté de médecine. Université de Montréal. Canada

Corresponding Author:

Dr. Jocelyn Faubert
Laboratoire de psychophysique et de perception visuelle
École d'optométrie - Université de Montréal
CP 6128, succ. Centre-ville
Montréal, Québec, Canada
H3C 3J7
Tel. (514) 343-7289
Fax. (514) 343-2382
Web: <http://vision.opto.umontreal.ca/>

Abstract

Objective: The objective of this study was to determine whether visually induced motion sickness (MS) increases with temporal frequency, velocity or acceleration of the visual stimulation.

Background: We still lack knowledge about the role of visual information on MS. Given that our subjects were standing and visually immersed, and considering the relationship between postural instability and MS, we were able to determine whether visually induced MS may occur without postural behavior changes.

Method: Twelve participants were asked to stand in an immersive virtual reality environment that simulated a black and white checkerboard floor. This virtual floor oscillated in a manner analogous to the rolling motion of a boat for three amplitudes (2, 4 and 8°) and seven frequencies (0.03125 to 2.0 Hz) corresponding to nine mean velocities (0.125 to 32°/sec) and 15 mean accelerations (0.025 to 402.124°/sec²). The Velocity Root Mean Square (VRMS) was extracted from electromagnetic sensors positioned at the head representing a measure of postural instability induced by the visual stimulus. MS was evaluated for all conditions using the Subjective Unit Discomfort (SUD) measure.

Results/conclusions: The results show that visually induced MS depends on the angular velocity of the stimulus and not its frequency or acceleration. The correlations between SUD, the angular velocity of the virtual floor and postural stability suggest that visual stimulation may induce MS independent of posture. The postural theory of visually induced MS cannot explain our results whereas sensory conflict theory would explain the direct relationship between the properties of visual stimulus and MS.

Key words: angular velocity, frequency, postural instability.

Introduction

When using a simulator or if placed in a dynamic virtual reality environment, one can feel a sense of discomfort similar to Motion Sickness (MS), including possible nausea, vertigo, etc. J. T. Reason and Brand (1975) offered a possible hypothesis to explain MS using the sensory conflict theory, which has been largely discussed in the literature. They state “*motion sickness is a self-inflicted maladaptation phenomenon*” (p274). Over a lifetime, an individual stores sensory representations of his body movements. Therefore, in virtual reality environments, conflicts may be induced by the incongruence between the visual moving stimuli and vestibular, proprioceptive and somatosensory information corresponding to a stable body. These conflicts would generate “visually induced motion sickness” (Ujike, et al., 2004). Many studies have attempted to determine the visual conditions that are most likely to produce MS, but no unequivocal answer has been found to date.

Visual stimulation techniques, such as 3D screens, Head-Mounted Display (HMD), are growing due to the rapid development of visualization technologies. In these new environments, visual moving scenes are complex, making it difficult to isolate the visual stimulus parameters behind the feeling of MS. To address this question more precisely, the physical features of the environment must be simplified. Using a periodic stimulus has many advantages. On the one hand, periodicity is associated with a large number of nauseogenic stimuli, as is the case with waves and seasickness. On the other hand, a periodic stimulus can be simply characterized by its amplitude, frequency, velocity or acceleration.

Several studies provide evidence that the temporal frequency of visual stimulation influences the onset of MS. Diels and Howarth (2006) simulated a random dot optic flow pattern that alternately expanded and contracted within the anteroposterior axis. Their results suggested that visually-induced MS increased with temporal frequencies ranging

from 0.025 to 0.2 Hz. Rotational stimuli have also been used to evaluate visually induced MS. Golding, et al. (2009) simulated an Off Vertical Axis Rotation by laterally inclining a visual scene and linearly rotating it around the yaw axis. They showed that visually induced MS would reach its maximum when stimulation frequency reached 0.2 Hz. Although these studies suggested that frequency influences the occurrence of MS, they did not consider the stimulation velocity or acceleration. Other work clearly showed that the angular velocity of a rotational stimulation (e.g., rotating optokinetic cylinder) affected MS (Bubka, et al., 2006; Hu, et al., 1989; Ujike, et al., 2004). However, such a rotating stimulation does not distinguish velocity from temporal frequency. More recently, Chen, So, Kwok, and Cheung (2012) used an expanding and contracting virtual tunnel at five temporal frequencies (0.05 to 0.8 Hz). They reported that nausea did not change when the frequency of visual motion increased and velocity was the same. They concluded that velocity, rather than frequency, would generate visually-induced MS.

The first objective of the present study was to compare the role of temporal frequency, velocity and acceleration on the onset of MS within the same experiment. A full immersive virtual environment was used to present a virtual floor oscillating in a manner analogous to the rolling motion of a boat. By changing the amplitudes and temporal frequencies, we were able to manipulate the motion velocity or acceleration in order to explain which of these parameters explains the variations of visually induced MS.

A virtual-reality environment does not only affect perceptual experience as it is also likely to generate postural instability. Riccio and Stoffregen (1991) suggested that it would be precisely the postural instability induced by the visual stimulus, generating sensory conflict, that is behind the MS felt in such environments. According to their theory, MS is related in part to intrinsic postural instability (i.e., instability before being exposed to a dynamic visual stimulus) and in part to the increase in postural instability directly due to exposure to a dynamic visual stimulus (Bonnet, et al., 2006; L. J. Smart, Jr., et al., 2002; L. J. Smart, et al., 2007; Stoffregen & Smart, 1998; Villard, et al., 2008). Postural instability would precede the symptoms of MS, thus predicting the occurrence of MS. Certain authors have

even added that postural stability is necessary and sufficient for the occurrence of MS (Bonnet, et al., 2006; Hettinger, et al., 1990; Riccio & Stoffregen, 1991). More recently, Bos (2011) suggested that the MS and postural instability are both controlled by a common central mechanism, but postural instability would not be a sufficient and necessary condition for generating general motion sickness. The author supported his theory with several observations in the literature. By combining several postural conditions with various visual rotating conditions, Warwick-Evans, et al. (1991) induced MS without affecting posture. More recently, studies have even shown a negative correlation between postural instability and MS following a single exposure to driving simulators or video games (Reed-Jones, et al., 2008; Stoffregen, et al., 2008). The link between visually induced MS and postural instability is therefore not unequivocal. The second objective of the present study was to determine whether a visual stimulus can induce MS without changes to postural behavior or if these three items always remain closely related. For postural theory, the results should show a positive correlation between MS and body instability under dynamic and static conditions. Conversely, a lack of correlation between these variables would suggest the sensory hypothesis as more appropriate for explaining MS.

Methods

Subjects

Twelve subjects, aged 22 to 27 years (four women and eight men) took part in the study. Each participant was given a full eye exam at the Clinique Universitaire de la Vision de l'Université de Montréal. Only subjects with 20/20 or greater monocular visual acuity and with stereoscopic visual acuity of 40 seconds of arc or better without glasses were included in the study. No participants reported known balance disorders or any general postural problems. All participants gave their informed consent before the beginning of the study,

which was approved by the Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES, Health Research and Ethics Committee) at the Université de Montréal.

Apparatus

The subjects were put into a Fully Immersive Virtual Environment (Fig. 1). The FIVE is an 8' x 8' x 8' room with three walls (one front and two side walls) and a floor. The visual stimuli were displayed on these four surfaces using *Christie Digital Systems Marquee Ultra 8500* projectors with 1280 x 1024 pixel resolution. Three-dimensional vision was simulated using *Stereographics Corporation Crystal Eyes* wireless active shutter glasses. The screen display frequency of 96 Hz (48 Hz per eye) was synchronized with that of the glasses in order to isolate the images perceived by each of the two eyes and to allow three-dimensional perception. *SGI Onyx 3200* servers with *Infinite Reality 2* cards allowed generating virtual immersion.

In order to have strong immersion in the 3D virtual environment, the display of stimuli had to take into account the point of view of the observer and therefore to reshape the virtual environment in real time based on head movements. There was a delay about 33,5 msec between head movements and the incorporation of this information into the visual display. Furthermore, the average head movement in the present study was too small ($1,41 \text{ cm} \pm 1.79$) to induce a noticeable adjustment of the virtual image. An *Ascension Technology Flock of Birds* electromagnetic sensor with six degree-of-freedom (three translation axis and three rotational axis) was put on the head to provide this monitoring. This sensor was placed on the left side of the stereo goggles. The reference center for the virtual environment was virtually decentered from the sensor to be positioned on the middle of the glasses and a little behind, just between the eyes. Head movements were tracked for right-left movements in a horizontal plane. Data were converted from analog to digital at a frequency of 64 Hz. A second sensor was positioned on the back of subjects, near the pelvis, as a complement to the information taken from the head sensor. Data from the back sensor were not used for the analysis.

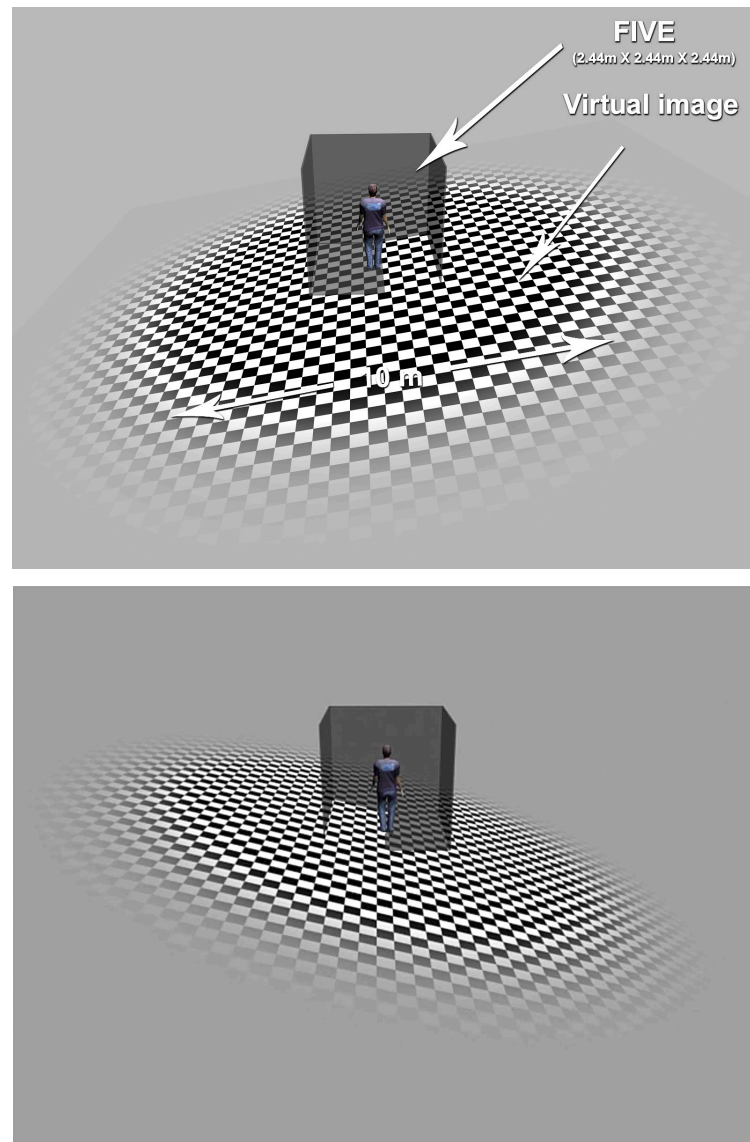


Figure 1. Visual stimulation. Subjects were put in the center of the FIVE. They perceived the virtual floor, at the ground level, which oscillated laterally from the left to the right. The FIVE is represented in order to better understand the experimental context, but the subject did not perceive the screens once the stimulus was activated.

Visual stimuli

The visual stimuli consisted of a black and white checkerboard virtually positioned on the actual ground level (Fig. 1). The virtual squares measured 25 cm each side. Average brightness of the stimulus was 20 cd/m² with brightness of 47 cd/m² for the white squares, and 0.52 cd/m² for the black squares (Michelson contrast of 98%). The virtual squares contrast was maximum on a ten-meter diameter, and then gradually faded to produce a gray background of average brightness equivalent to that of the virtual floor. The floor was centered in relation to the subject. The virtual floor oscillated in a medial-lateral direction similar to the rolling motion of a boat (oscillation about an anterior-posterior axis, on the ground plane) following a sinusoidal function defined by amplitude θ_{max} , temporal frequency f , initial phase p and time t .

$$\theta(t) = \frac{\theta_{max} \cdot \sin(f \cdot t + p)}{2}$$

The oscillation peak-to-peak amplitudes ($\theta_{max} = 2, 4$ and 8° .) and temporal frequencies ($f = 0.03125, 0.0625, 0.125, 0.25, 0.5, 1$ and 2 Hz) were chosen in order to be comparable with those found in the literature (Loughlin & Redfern, 2001; Owen, Leadbetter, & Yardley, 1998; Sparto, et al., 2006). The initial phase was randomly selected. These frequency and amplitude combinations corresponded to nine mean angular velocities of stimulation (0.125 to $32^\circ/\text{sec}$) and 15 mean angular accelerations (0.025 to $402,124^\circ/\text{sec}^2$). The stimulus was perceived through stereoscopic glasses that provided a wide visual field (approximately 130° horizontal and 85° vertical). Experimental procedure

Participants stood in the middle of the FIVE, (at 1.25 m from the central screen) with feet together, shoes off and arms folded across the chest (Kawakita, et al., 2000; Mahboobin, et al., 2005). They had to look at a red fixation point at a virtual distance of six meters in front of them at floor level and avoid any voluntary movements during the experiment. A supervisor was present behind participants to insure they had no risk to fall down and to verify they were not moving during testing session. No voluntary movements were noticed

during testing conditions. Each condition lasted 68 seconds and was followed with an inter-stimulus interval consisting of a 60-second pause, while they were able to move and relax at their convenience. The session involved a total of 22 visual conditions: three amplitudes and seven frequencies, and a control condition with the static virtual floor, all presented in a random order. The sensor system recorded the postural response throughout the visual stimulation. At the beginning of the session and at the end of each 68-second condition, participants had to report their subjective discomfort (cf. Data analysis).

A condition was considered as non-completed if a participant 1) lost balance during the condition or 2) asked for the trial to be stopped. However, all participants were able to perform all conditions without losing balance and were then including in analyses.

Data Analysis

Velocity Root Mean Square (VRMS)

The three-dimensional position of the subjects was recorded based on the velocity of body movement in all directions. Subjects remained standing during the test, which induced a negligible vertical movement. Therefore, only horizontal velocities were taken into account to calculate the VRMS.

$$VRMS(m/sec) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i^2}$$

For a single linear movement of the head, the larger people had a smaller oscillation angle and vice-versa. The height of the subjects in the sample varied from 1.61 to 1.89 m, which was sufficient to induce variability in the results. Then, angular velocity (°/sec) was preferred to linear velocity (m/sec) in order to normalize the postural response based on participant size. In order to eliminate the transitory postural reactions, which appeared in the first few seconds following the appearance of the stimulus, the first four seconds of

each visual stimulation period were not examined. Therefore, the analysis was limited to the last 64 seconds. The 64-second time was determined in order to complete two full cycles for the slowest frequency (0.03125 Hz) whose period was 32 seconds. A fourth-order Butterworth lowpass filter of 8 Hz was applied to the head movement after the experimentation in order to reduce high-frequency noise from the electromagnetic sensors (Doyle, Hsiao-Wecksler, Ragan, & Rosengren, 2007; Musolino, et al., 2006). No filter was applied during the experimentation because this high-frequency noise was too small to induce adjustments of the virtual image. For each test, the velocity root mean square (VRMS) was calculated on the 64 last seconds recorded. It reflected postural instability induced by visual stimuli (Anand, et al., 2003; J Faubert & Allard, 2004; Greffou, et al., 2008; L. Johnson, Elliott, & Buckley, 2009; Piponnier, et al., 2009).

Subjective Unit Discomfort (SUD)

Participants were asked to report their Subject Unit Discomfort (SUD) scores after each visual condition. SUD was rated on a scale from 0 to 10 with 0 indicating no discomfort and 10 the highest discomfort they ever felt in their life (Kaplan & Smith, 1995; Sparto, et al., 2004; Whitney et al., 2006). For all participants, SUD score was evaluated verbally during the 60 sec pauses by the same evaluator. Discomfort was clearly described as general discomfort, including visual discomfort, fuzzy vision, ocular pain, headaches, problems concentrating, motion sickness, nausea, sweating, vertigo or any other uncomfortable sensation they would experience. Before showing the visual stimulus, an initial evaluation of subjective discomfort was conducted as a control. All participants reported a discomfort of 0 at this step in the testing. SUD scores were multiplied by a factor of 10 in order to be presented as a percentage.

Analysis

As SUD data were not normally distributed due to a majority of 0 responses and the presence of long tails, Spearman r rank correlations were performed to evaluate the

correlations between temporal frequency, mean angular velocity and acceleration with SUD. Quadratic correlations were also performed and generally improved the fit but did not change the patterns of the results observed in the linear model. All independent and dependent variables were converted into logarithmic values in order to fully take into account orders of magnitude. Only the ordinal variable of the SUD was kept as a score between 0 and 100. The level of significance was set at 0.05. Statistical analyses were carried out using the SPSS Statistics 19.0 software (SPSS Inc, LEAD Technologies Inc.).

Results

Effect of Visual Stimulus Parameters on MS

Figure 2 shows mean SUD as a function of temporal frequency (top), mean velocity (middle) and mean acceleration (down) of the visual stimulus for three stimulation amplitudes. Graphs show that SUD increases with temporal frequency, mean velocity and mean acceleration. SUD seems to increase with stimulation amplitude when depicted as a function of frequency but not when depicted as a function of velocity and acceleration. Spearman rank correlations showed that frequency $r_s(19)=0.869$, $p=0.004$, $r_s^2=0.755$, velocity $r_s(19)=0.959$, $p<0.001$, $r_s^2=0.920$ and acceleration $r_s(19)=0.935$, $p<0.001$, $r_s^2=0.874$ were correlated to SUD at a very significant level.

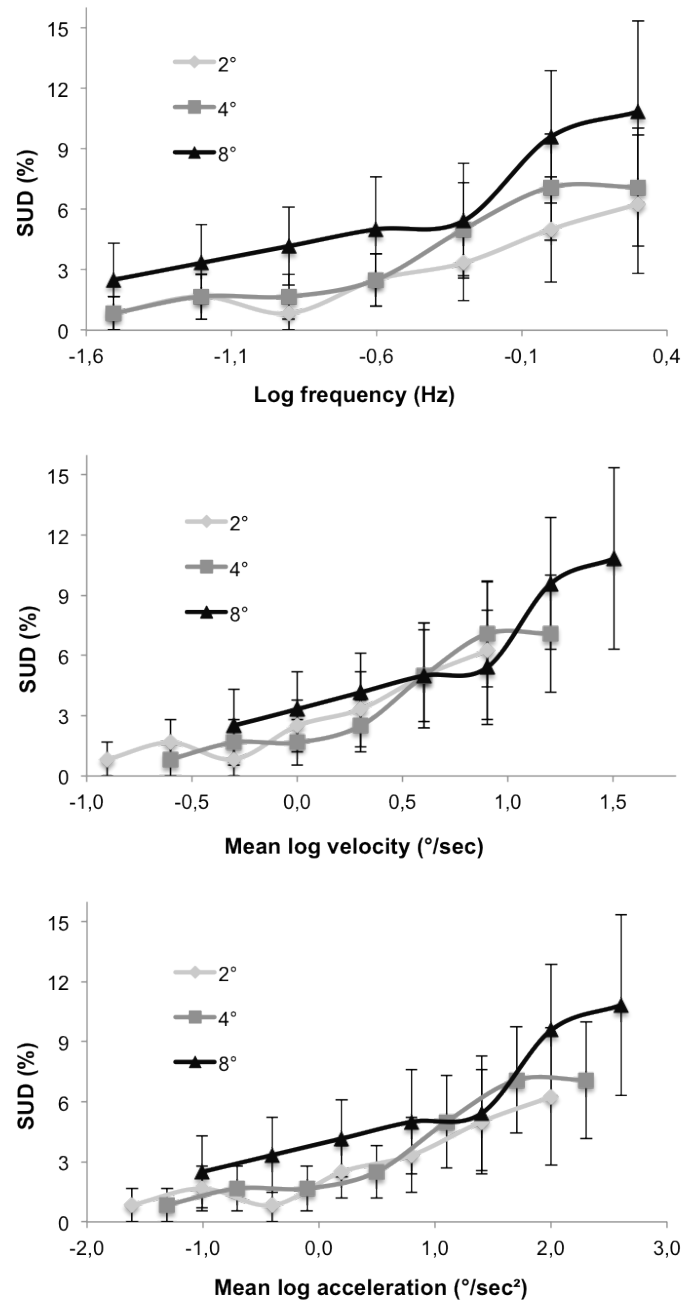


Figure 2. Mean SUD as a function of temporal frequency (top), mean velocity (middle) and mean acceleration (down) for the three stimulation amplitudes. The error bars represent standard error.

Multiple linear regressions were performed on visual parameters. As the visual variables were multicollinear, they were entered two at a time to provide valid results with regards to each individual predictor. Results (table 1) showed that visual velocity significantly explains the SUD variance. Taking into account the velocity, acceleration or temporal frequency do not explain the SUD variance significant way. Multiple regression including both acceleration and frequency as predictors showed that both variables combine to explain SUD variance. These results suggest that MS depends on velocity and not on temporal frequency or acceleration per se.

	Visual parameters	Equation weight	Analysis	<i>p</i>
Total	F V A		$r^2=0.884$ $F(2, 18)=68.7$	<0.001
Velocity & Acceleration	V	5.850	$t(18)=3.175$	0.005
	A	-1.005	$t(18)=-1.031$	0.316
Frequency & Acceleration	F	-5.850	$t(18)=-3.175$	0.005
	A	4.844	$t(18)=5.367$	<0.001
Velocity & Frequency	V	4.844	$t(18)=5.367$	<0.001
	F	-1.005	$t(18)=-1.031$	0.316

Table 1. Multiple linear regressions applied on the SUD data were performed to identify the visual parameters that can explain the onset of MS. Multiple linear regressions were also performed on the ranked SUD in order to control for the data distribution. Results with these two methods were very similar. F = Frequency, V = Velocity and A = Acceleration.

In order to better illustrate the mean velocity effect on MS, a decomposition of SUD data has been plotted as a function of the three visual parameters (fig. 3). Figure 3 (top left) represents the mean SUD as a function of temporal frequency for each stimulation velocity.

Each frequency was tested at three amplitudes and therefore at three different velocities. The graph clearly shows the increase in MS associated with the increase in stimulation frequency. However, each curve with the same velocity shows a clear tendency to be horizontal, suggesting that, at constant velocity, the temporal frequency has no effect on MS. The same tendency is observed when SUD is plotted as a function of acceleration for each velocity (fig. 3 top right). However, the results are very different when represented according to velocity (fig. 3 down left and down right). These two graphs clearly show that the increase in SUD is directly related to the increase in velocity, while frequency and acceleration play a negligible role.

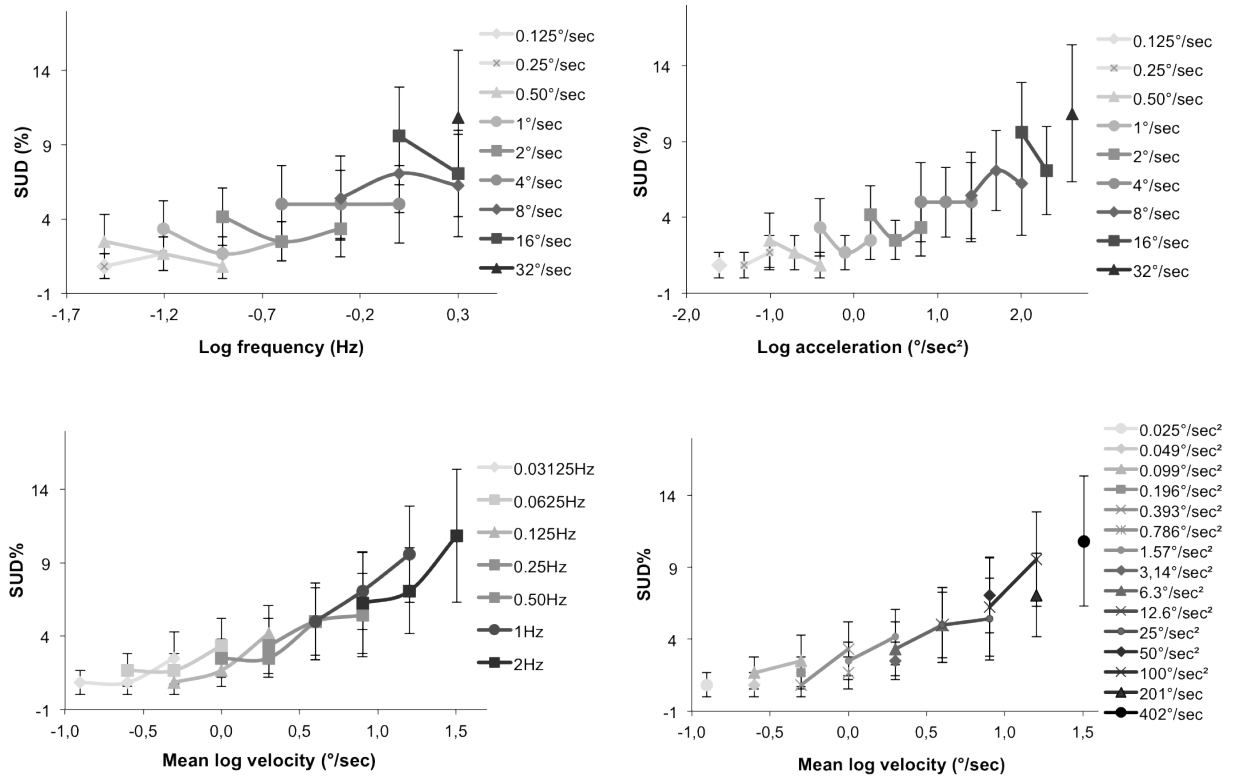


Figure 3: Mean SUD as a function of temporal frequency (top left) and acceleration (top right) for each stimulation velocity. Mean SUD as a function of velocity for each temporal frequency (down left) and each acceleration (down right). The error bars represent standard error.

Relationship between the visual stimulus, postural instability and MS

In order to establish whether the relationship between MS and visual stimulus is related to postural instability, a Spearman's correlation tests were carried out between the mean velocity, SUD and VRMS of the 21 visual conditions. For dynamic conditions, there was a positive correlation between stimulus velocity and SUD $r_s(19)=0.937$, $p<0.001$, $r_s^2=0.878$. Conversely, the results do not show a significant correlation between VRMS and velocity $r_s(19)=0.400$, $p=0.073$, $r_s^2=0.160$ or VRMS and SUD $r_s(19)=0.278$, $p=0.213$, $r_s^2=0.077$. Figure 4 summarizes the correlations obtained between the variables. The visual stimulus is correlated to subjective discomfort. However, visual stimulus and motion sickness are not correlated to instability. These results highlight the presence of a direct effect of the visual stimulus on MS. Visual motion had also a light influence on postural instability but with no significant impact on motion sickness.

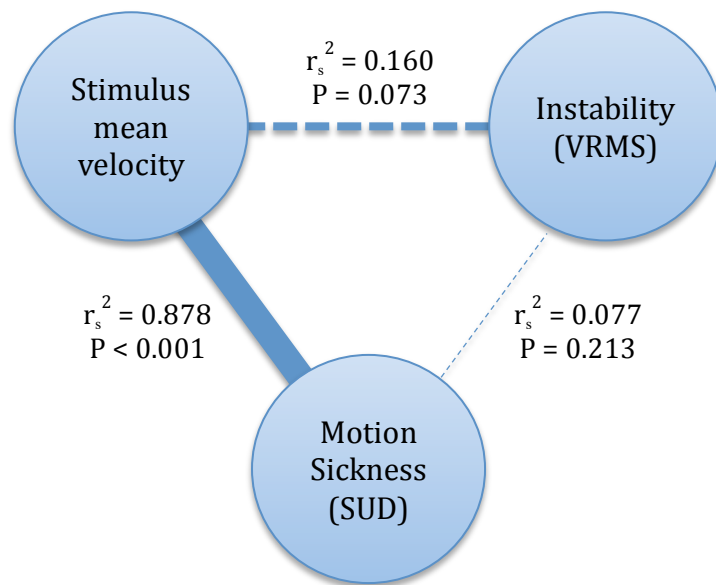


Figure 4. Representation of the Spearman correlation (coefficient of determination r_s^2) between mean motion sickness (SUD), stimulation velocity and postural instability (VRMS) for the 21 visual conditions.

Performing a Spearman correlation test between the mean SUD and VRMS for the 12 participants revealed a significant and positive correlation between these two variables $r_s(11)=0.659$, $p=0.029$, $r_s^2=0.434$. Considering the correlation between mean SUD and VRMS for the 21 conditions was not significant, it appears there are relative inter-individual variations of MS not related to the visual stimulus but related to postural instability. However, we don't know if this variation comes from the visually induced MS or from the participants' intrinsic postural instability. A correlation test between VRMS under static conditions, with the virtual floor not moving, and the mean subject SUD calculated on the 12 participants, showed a positive and almost significant correlation $r_s(11)=0.574$ $p=0.057$, $r_s^2=0.329$. This correlation suggests that more unstable people in static conditions are likely to exhibit more MS in the presence of a dynamic visual stimulus. In the light of this information, we can assume that the inter-individual differences for instability in static conditions are likely to influence the relationship between the SUD and VRMS under dynamic conditions. The VRMS d/s, which is the ratio between VRMS under dynamic conditions and VRMS under static conditions, shows the increase in instability induced by the stimulus movement and allows a control for this bias. Results show that correlations remain very similar between VRMS d/s and mean velocity $r_s(19)=0.401$ $p=0.073$, $r_s^2=0.160$ and between VRMS d/s and SUD $r_s(19)=0.279$ $p=0.212$, $r_s^2=0.078$ for the 21 visual conditions. However, the correlation between the mean SUD and VRMS d/s for the 12 participants became quite null $r_s(11)=-0.054$ $p=0.868$, $r_s^2=0.003$. Taking into account the instability in static conditions, inter-individual variations disappear suggesting that MS would be related to intrinsic instability (i.e. with no visual stimulation) but not to visually induced postural instability.

Discussion

The results of this study show that, in the context of a visual stimulus representing a periodic movement, MS depends on velocity and not on temporal frequency or acceleration. The increase in the temporal frequency (fig. 2, top) or mean acceleration (fig.

2, down) does indeed lead to a significant increase in MS but these effects are essentially related to the covariance of these two variables and velocity through the amplitude of the movement. When amplitude is controlled (Fig. 3, top left), it is clearly apparent that the frequency does not really come into play during visually induced MS. Similarly; plotting SUD as a function of acceleration for each velocity (fig. 3, top right), show that acceleration do not play a major role in the onset of MS.

The large majority of studies used rotational stimuli to evaluate the effect of visual parameters on MS. Rotational stimuli are conducive for determining the thresholds of visually induced MS, but their constant rotation does not allow dissociating the role of frequency and velocity on MS. Only oscillating stimuli can be used to distinguish the effect of frequency and velocity by varying amplitude.

Duh, et al. (2004) used a periodic rolling motion that could have allowed to distinguish between frequency and peak velocity of movement, but they did not take direct measurements of the discomfort. Instead, they determined a visual self-motion frequency response curve, which they related to a vestibular self-motion frequency response curve in order to show the crossover frequency at which the gain of these two self-motion systems is at its maximum. This frequency (0.06 Hz), in their opinion, would be the most likely to generate a visual-vestibular conflict and subjective discomfort. In light of our results, it would be relevant to continue this type of analysis based on the stimulus velocity to check whether the “crossover rolling velocity” is close to the rotary velocity that is the most MS provocative (60°/sec). Diels and Howarth (2006) used a sinusoidal periodic visual stimulus based on an expanding and contracting radial optical flow in the anterior-posterior direction. They presented data suggesting that MS consistently increases with frequency. Nevertheless, their result do not seem to be published and are difficult to discuss. Conversely, recent work showed that an expanding and contracting virtual tunnel at five temporal frequencies (0.05 to 0.8 Hz) is equally effective in inducing motion sickness when the velocity of visual motion is the same (Chen, et al., 2012). Results of the present study show that MS induced by a rolling stimulus depends also on velocity and not on the

frequency of periodic oscillations. Although, the present study did not aim to compare the motion directions, taking our results in conjunction with those of Chen, et al. (2012) suggest that visually induced MS would be similar whatever is the motion direction (anterior-posterior flow vs. roll motion) and depends on motion's velocity.

Acceleration is an important factor related to MS as the vestibular system is sensitive to body accelerations. Concerning visually induced MS, studies reported that the visual system is poorly sensitive to accelerations (Price, Ono, Mustari, & Ibbotson, 2005). This poor acceleration sensitivity explains that visually induced MS doesn't significantly depend on the acceleration per se.

In addition to being involved in MS, visual stimulation can also produce postural instability. Riccio and Stoffregen (1991) developed the *Postural Instability Theory*, which suggests that postural instability is the cause of visually induced MS. According to this theory, MS is related to 1) the individual's intrinsic instability; and 2) the increase in postural instability directly caused by the movement of visual stimulus. Our results (Fig. 4) revealed that stimulus velocity is highly correlated to MS ($p < 0.001$) and to a lesser extent to postural instability ($p = 0.072$). Moreover, postural instability is not correlated to MS ($p = 0.222$) suggesting that the second assertion of the postural theory cannot explain our results. However, correlation between the mean SUD and VRMS became significant when performed for the 12 participants suggesting inter-individual variations not related to the visual stimulus. This relationship between SUD and postural instability is primarily related to the subjects' intrinsic instability before the exposure to visual movement. By normalizing the postural behaviors induced by moving stimuli against those obtained under static conditions, there is no longer a correlation between postural instability and MS over the 12 subjects.

Our results therefore confirm the first assertion of postural theory: the intrinsic instability of an individual is predictive of visually induced MS. However, this study shows that a moving visual stimulus can induce MS without any change in postural behavior. Thus,

increased instability is not necessary for visually induced MS to appear, unlike what postural theory states. A parallel can be established between these results and those of Diels and Howarth (2011), who showed that subjects seated with their head supported on a chin rest and front support felt MS in the presence of a dynamic visual stimulus. The increase in MS in response to the increase in the movement velocity seems to find a better explanation in the *sensory conflict theory*. Here, MS stems from a conflict between the sensory input, including vision, and the representations acquired from our movements in our environment (J. T. Reason & Brand, 1975). The greater the stimulus velocity, the greater the conflict between our senses and our representations, and the greater the MS. Sensory theory therefore can be used to explain that the visual stimulus can induce MS regardless of the increase in instability. However, it does not allow us to understand why the predisposition to MS would be related to the individual's level of intrinsic postural stability. Our results show that neither the *sensory conflict theory*, nor the *postural instability theory* on their own can explain all the mechanisms behind the appearance of MS. These two theories are complementary, explaining on the one hand that intrinsic instability predicts visually induced MS, and on the other hand that visually induced MS under dynamic conditions results from a conflict between sensory input and the representations acquired by the individual.

Conclusions

MS induced by dynamic visual stimulation depends on the mean velocity of the stimulus rather than temporal frequency or acceleration. The intrinsic instability of an individual under static conditions is a predictor of visually induced MS, as suggested in the *postural instability theory*. This theory also states that the increase in postural instability is a sufficient and necessary condition for inducing visually induced MS. Our results do not confirm this point. Indeed, we obtained an increase in MS correlated to an increase in the mean velocity of the stimulus, regardless of the changes in postural stability. In this

context, the *sensory conflict theory* would be the best candidate for making this direct relationship between the properties of visual stimulus and MS felt by subjects.

References

- Anand, V., Buckley, J. G., Scally, A., & Elliott, D. B. (2003). Postural stability in the elderly during sensory perturbations and dual tasking: the influence of refractive blur. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 44(7), 2885-2891.
- Bonnet, C. T., Faugloire, E., Riley, M. A., Bardy, B. G., & Stoffregen, T. A. (2006). Motion sickness preceded by unstable displacements of the center of pressure. *Hum Mov Sci*, 25(6), 800-820.
- Bos, J. E. (2011). Nuancing the relationship between motion sickness and postural stability. *Displays*, 32(4), 189-193.
- Bubka, A., Bonato, F., Urme, S., & Mycewicz, D. (2006). Rotation velocity change and motion sickness in an optokinetic drum. [Clinical Trial; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Aviat Space Environ Med*, 77(8), 811-815.
- Chen, D., So, R., Kwok, K., & Cheung, R. (2012). Visually induced motion sickness after watching scenes oscillating at different frequencies and amplitudes. In P. T. McCabe (Ed.), *Contemporary Ergonomics 2012*: Taylor & Francis.
- Diels, C., & Howarth, P. A. (2006). Frequency dependence of visually-induced motion sickness in the fore-and-aft direction. *Aviat Space Environ Med*, 77(3), 346.
- Diels, C., & Howarth, P. A. (2011). Visually induced motion sickness: Single- versus dual-axis motion. *Displays*, 32(4), 175-180.
- Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G., & Rosengren, K. S. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait Posture*, 25(2), 166-171.

- Duh, H. B., Parker, D. E., Philips, J. O., & Furness, T. A. (2004). "Conflicting" motion cues to the visual and vestibular self-motion systems around 0.06 Hz evoke simulator sickness. *Hum Factors*, 46(1), 142-153.
- Faubert, J., & Allard, R. (2004). Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment. *Proceedings of SPIE*.
- Golding, J. F., Arun, S., Wortley, E., Wotton-Hamrioui, K., Cousins, S., & Gresty, M. A. (2009). Off-vertical axis rotation of the visual field and nauseogenicity. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Aviat Space Environ Med*, 80(6), 516-521.
- Greffou, S., Bertone, A., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2008). Development of visually driven postural reactivity: a fully immersive virtual reality study. *J Vis*, 8(11), 15 11-10.
- Hettinger, L. J., Berbaum, K. S., Kennedy, R. S., Dunlap, W. P., & Nolan, M. D. (1990). Vection and simulator sickness. [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Mil Psychol*, 2(3), 171-181.
- Hu, S., Stern, R. M., Vasey, M. W., & Koch, K. L. (1989). Motion sickness and gastric myoelectric activity as a function of speed of rotation of a circular vection drum. *Aviat Space Environ Med*, 60(5), 411-414.
- Johnson, L., Elliott, D. B., & Buckley, J. G. (2009). Effects of gaze strategy on standing postural stability in older multifocal wearers. *Clin Exp Optom*, 92(1), 19-26.
- Kaplan, D. M., & Smith, T. (1995). A Validity Study of the Subjective Unit of Discomfort (SUD) Score. [Reports - Research; Journal Articles]. *Measurement and Evaluation in Counseling and Development*, 27(4), 195-199.
- Kawakita, T., Kuno, S., Miyake, Y., & Watanabe, S. (2000). Body sway induced by depth linear vection in reference to central and peripheral visual field. *Jpn J Physiol*, 50(3), 315-321.
- Loughlin, P. J., & Redfern, M. S. (2001). Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 9(1), 24-30.

- Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., & Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. *Exp Brain Res*, 1-8.
- Musolino, M. C., Loughlin, P. J., Sparto, P. J., & Redfern, M. S. (2006). Spectrally similar periodic and non-periodic optic flows evoke different postural sway responses. *Gait Posture*, 23(2), 180-188.
- Owen, N., Leadbetter, A. G., & Yardley, L. (1998). Relationship between postural control and motion sickness in healthy subjects. *Brain Res Bull*, 47(5), 471-474.
- Piponnier, J. C., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2009). Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *J Vis*, 9(1), 13 11-10.
- Price, N. S., Ono, S., Mustari, M. J., & Ibbotson, M. R. (2005). Comparing acceleration and speed tuning in macaque MT: physiology and modeling. [Comparative Study; Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Neurophysiol*, 94(5), 3451-3464.
- Reason, J. T., & Brand, J. J. (1975). Motion Sickness. *Academic Press, London*, 83–101.
- Reed-Jones, R. J., Vallis, L. A., Reed-Jones, J. G., & Trick, L. M. (2008). The relationship between postural stability and virtual environment adaptation. *Neurosci Lett*, 435(3), 204-209.
- Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1991). An ecological theory of motion sickness and postural instability. *Ecological Psychology*, 3(3), 195-240.
- Smart, L. J., Jr., Stoffregen, T. A., & Bardy, B. G. (2002). Visually induced motion sickness predicted by postural instability. *Hum Factors*, 44(3), 451-465.
- Smart, L. J., Otten, E. W., & Stoffregen, T. A. (2007). It's Turtles all the Way Down: A Comparative Analysis of Visually Induced Motion Sickness. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 51st Annual Meeting*, 51(27), 1631-1634.

- Sparto, P. J., Jasko, J. G., & Loughlin, P. J. (2004). Detecting postural responses to sinusoidal sensory inputs: a statistical approach. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 12(3), 360-366.
- Sparto, P. J., Redfern, M. S., Jasko, J. G., Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., & Furman, J. M. (2006). The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years. *Exp Brain Res*, 168(4), 505-516.
- Stoffregen, T. A., Faugloire, E., Yoshida, K., Flanagan, M. B., & Merhi, O. (2008). Motion sickness and postural sway in console video games. [Comparative Study; Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Hum Factors*, 50(2), 322-331.
- Stoffregen, T. A., & Smart, L. J., Jr. (1998). Postural instability precedes motion sickness. *Brain Res Bull*, 47(5), 437-448.
- Ujike, H., Yokoi, T., & Saida, S. (2004). Effects of virtual body motion on visually-induced motion sickness. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 4, 2399-2402.
- Villard, S. J., Flanagan, M. B., Albanese, G. M., & Stoffregen, T. A. (2008). Postural instability and motion sickness in a virtual moving room. [Comparative Study; Evaluation Studies; Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Hum Factors*, 50(2), 332-345.
- Warwick-Evans, L. A., Masters, I. J., & Redstone, S. B. (1991). A double-blind placebo controlled evaluation of acupressure in the treatment of motion sickness. [Clinical Trial; Randomized Controlled Trial]. *Aviat Space Environ Med*, 62(8), 776-778.
- Whitney, S. L., Sparto, P. J., Hodges, L. F., Babu, S. V., Furman, J. M., & Redfern, M. S. (2006). Responses to a virtual reality grocery store in persons with and without vestibular dysfunction. *Cyberpsychol Behav*, 9(2), 152-156.

4 Discussion générale

4.1 Rappels des objectifs

Le but de cette thèse était d'évaluer les effets d'un stimulus visuel sur la réponse posturale et l'inconfort subjectif. Nous nous étions fixé plusieurs objectifs et nous avons certaines hypothèses à vérifier.

- Mettre en évidence les différents domaines de réponse posturale en fonction des fréquences temporelles de la stimulation visuelle.
- Comparer l'effet de la direction d'un stimulus visuel dynamique sur la réponse posturale maximale pour vérifier si le comportement postural est similaire à celui rapporté dans la littérature pour les conditions statiques.
- Déterminer si l'inconfort induit visuellement dépend de la fréquence temporelle ou de la vitesse de stimulation visuelle.
- Vérifier la validité des théories posturale et sensorielle en déterminant si un stimulus visuel peut induire de l'inconfort avec ou sans changements au niveau du comportement postural.

4.2 Comportement postural

La réponse posturale induite visuellement était mesurée au moyen de deux capteurs électromagnétiques. Un premier situé au niveau de la tête et le second dans le bas du dos à peu près au niveau du pelvis, près des hanches. Plusieurs études avec des contextes expérimentaux comparables aux nôtres, c.-à-d. qui étudiaient la réponse posturale induite visuellement, ont rapporté que les participants avaient une réponse posturale similaires à un mouvement de pendule inversé (Dokka, et al., 2009; Maurer, et al., 2005; Mergner, et al., 2003; Winter, et al., 1998). Nous avons donc comparé les déplacements de nos deux capteurs afin de vérifier si ces observations s'appliquaient à nos données. Un déplacement différent et/ou asynchrone au niveau de la tête et des hanches devrait indiquer un

comportement postural différent d'un pendule inversé tandis qu'un déplacement similaire et synchrone devrait indiquer un comportement comparable à celui d'un pendule inversé.

La Figure 27 montre l'oscillation posturale linéaire en fonction de la fréquence temporelle pour la tête et les hanches dans la direction ML. Notons que les résultats en direction AP étaient très similaires. Nous avons choisi de présenter les résultats ML, car c'est dans cette direction que les réponses posturales étaient les plus importantes. L'oscillation linéaire ML de la tête était plus importante que celle du dos (test T pairé $t = 10,431$, $ddl = 6$, $p < 0,001$). En convertissant les données d'oscillation linéaire en oscillation angulaire, le déplacement moyen de la tête ($0,508^\circ \pm 0,489$) restait significativement supérieur à celui des hanches ($0,434^\circ \pm 0,420$) ($t = 5,844$, $ddl = 6$, $p < 0,001$). Cependant, la différence l'oscillation moyenne entre la tête et les hanches était très faible ($0,074^\circ \pm 0,073$) suggérant de faibles mouvements d'abduction et d'adduction au niveau des hanches. La Figure 28 montre la phase de la tête et des hanches en fonction de la fréquence de stimulation. En plus claire, cette figure représente le décalage temporel entre le mouvement du plateau et celui du sujet. Il apparaît que la tête accusait un retard très faible et constant par rapport aux hanches quelle que soit la fréquence ($0,048 \pm 0,016$ cycle) suggérant que la tête était presque synchrone avec les hanches. Ces résultats suggèrent qu'en présence d'une stimulation visuelle telle que la nôtre, le comportement postural était similaire à celui d'un pendule inversé. Ce comportement de pendule inversé a été rapporté dans plusieurs de nos travaux (J Faubert & Allard, 2004; J. Faubert, Allard, & Hanssens, 2005; Greffou, et al., 2011; Greffou, et al., 2008; Piponnier, et al., 2009). Ce résultat était attendu, car le stimulus visuel utilisé dans nos expériences induisait une réponse posturale significative, mais de faible amplitude (moyenne: $0,464^\circ \pm 0,213$ en condition ML).

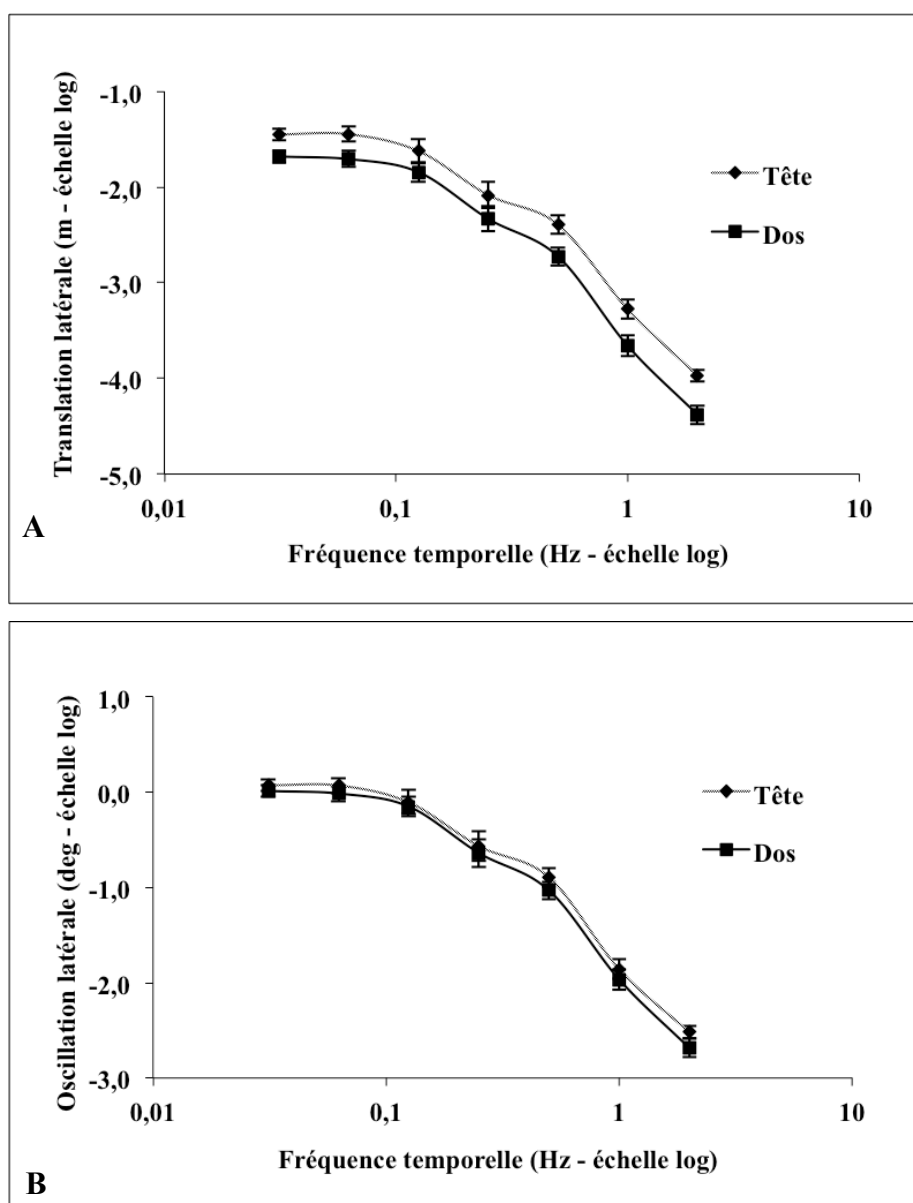


Figure 27. Représentation de l'amplitude moyenne d'oscillation linéaire (A) et angulaire (B) en fonction de la fréquence temporelle en direction ML. Les losanges représentent la tête tandis que les carrés représentent le pelvis (hanches). Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

Dans ce contexte de pendule inversé, seules les données de la tête ont été présentées afin de simplifier la compréhension des résultats. Les données de la tête ont été préférées pour

deux raisons. Tout d'abord, le transmetteur associé aux capteurs électromagnétiques était positionné au-dessus des participants. Par conséquent, le capteur de la tête était plus proche du transmetteur ce qui offrait un meilleur signal et donc moins de bruit dans les données. Par ailleurs, la théorie sensorielle stipule que l'inconfort subjectif proviendrait d'un conflit entre les représentations préétablies et les entrées des systèmes visuel et vestibulaire. Le fait de mesurer la réponse posturale au niveau de la tête nous assurait ainsi un meilleur rendu de la stimulation du système vestibulaire et donc un meilleur contrôle de la relation entre les systèmes visuel et vestibulaire.

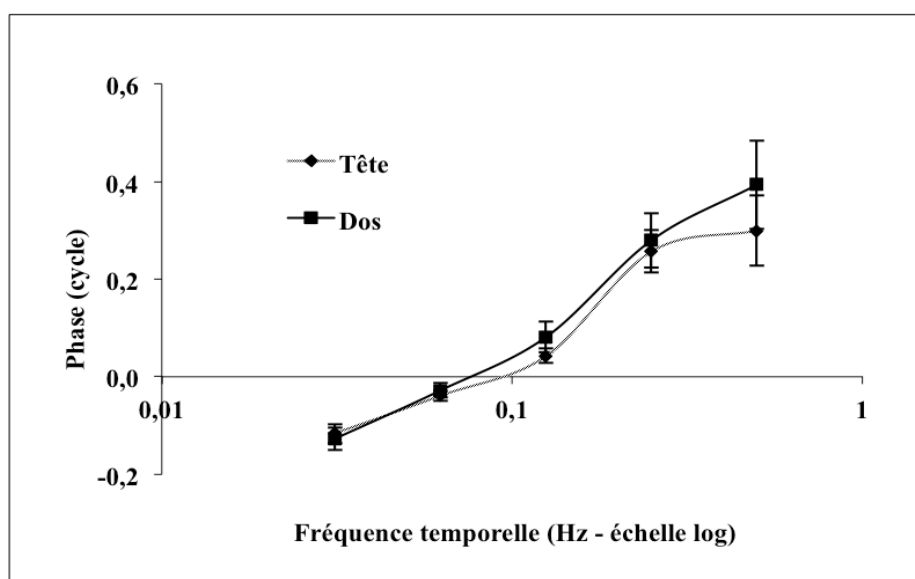


Figure 28. Représentation de la phase de la réponse posturale en fonction de la fréquence temporelle en direction ML. Les losanges représentent la tête tandis que les carrés représentent le pelvis (hanches). Les valeurs positives représentent un retard de phase tandis que les valeurs négatives représentent une avance. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

4.3 Domaines de réponse posturale

Peu d'études se sont intéressées à différencier l'effet des paramètres d'un stimulus visuel sur la réponse posturale visuellement induite. Parmi ces études, les conclusions sur les rôles

respectifs de la fréquence temporelle et de la vitesse sur la posture ne sont pas univoques. Pour répondre à cette question, nous avons utilisé des stimuli périodiques dont le mouvement est suffisamment simple pour être décrit de façon rigoureuse. Ceci nous a permis de contrôler indépendamment la fréquence temporelle et la vitesse du mouvement. Nos travaux montrent que la réaction posturale visuellement induite peut dépendre soit de la fréquence soit de la vitesse du mouvement dépendamment de la fréquence de stimulation.

Dans le domaine des basses fréquences temporelles ($< 0,12$ Hz), nos résultats montrent qu'à fréquence constante, la réponse posturale augmente avec l'amplitude du mouvement périodique. À vitesse constante, l'effet d'amplitude n'apparaît plus. Ces données suggèrent donc que la réponse posturale à basse fréquence serait davantage liée à la vitesse qu'à la fréquence du mouvement. Ces résultats sont en accord avec ceux de Dokka, et al. (2009) qui ont observé une augmentation significative de la réponse posturale à basse fréquence avec l'élévation de la vitesse du stimulus alors que la fréquence n'avait aucune influence. Par contre, nos résultats pourraient sembler s'opposer avec les conclusions de Mergner, et al. (2005) et de Peterka (2002) qui, dans de larges domaines fréquentiels (0,017 à 2,23 Hz), ont rapporté au contraire que les oscillations du corps dépendaient de la fréquence. Cependant, nous pouvons noter que cet effet de fréquence était essentiellement marqué pour les hautes fréquences ($> 0,1$ Hz). En effet, en regardant leurs résultats de plus près, on constate que pour les basses fréquences, la réponse posturale augmentait uniquement avec l'amplitude du mouvement et pas avec la fréquence suggérant donc que les changements de comportement dépendaient davantage de vitesse que de la fréquence du stimulus. Enfin, l'étude de (Ravaioli, et al., 2005) confirme bien que dans un domaine de basses fréquences temporelles, la réponse visuellement induite par un stimulus en mouvement dépend de sa vitesse. Un stimulus visuel en translation de gauche à droite à de faibles vitesses induisait une réponse posturale qui variait avec la vitesse. Cependant, les auteurs n'ont pas envisagé de comparer les effets de la fréquence et de la vitesse sur la posture ce qui ne permet donc pas de distinguer le rôle de ces deux variables.

Nos résultats montrent que pour le domaine des hautes fréquences temporelles, au-delà de 0,25 Hz, la réponse posturale ne varie plus qu'en fonction de la fréquence du mouvement de la stimulation visuelle. Les changements d'amplitude et donc de vitesse ne font plus varier la réponse posturale des sujets. Van Asten et collègues (1988a, 1988b) confirment ces résultats en rapportant un effet marqué de la fréquence, mais pas d'effet d'amplitude pour des fréquences de stimulation au-delà de 0,1 Hz. Cela suggère un effet de fréquence indépendant de la vitesse pour ces hautes fréquences.

Mergner, et al. (2005) montraient eux aussi un effet de fréquence pour les hautes fréquences. Les auteurs attribuaient cet effet au comportement dynamique du système postural dans son ensemble plutôt qu'à un changement du traitement de l'information visuelle. Ils prétendaient que ces saturations à haute fréquence seraient liées aux mécanismes de rétroaction proprioceptive des chevilles, car les seuils de saturation augmentaient d'un facteur 10 lorsque cette rétroaction était perturbée en utilisant une plateforme jumelée à l'oscillation du corps. Dans nos travaux, la vitesse des sujets (RMSV) était mesurée à partir de l'amplitude d'oscillation du sujet à la fréquence de stimulation. La réponse posturale dépendait donc de la capacité des sujets à osciller à la même fréquence que le stimulus visuel. Des travaux en physiologie ont montré que la réponse posturale à un stimulus visuel était optimale pour des fréquences d'environ 0,2 à 0,45 Hz (E. V. Gurfinkel, 1974; Soames & Atha, 1982). Un tel domaine de fréquence posturale suggère que le corps n'est pas capable de conserver son amplitude et donc sa vitesse d'oscillation pour des fréquences supérieures à 0,45 Hz. Cette diminution de la réponse posturale pour les hautes fréquences s'apparente donc à une saturation liée aux fréquences optimales de la réponse posturale, plutôt qu'à une saturation posturale d'origine visuelle.

Une autre hypothèse qui permettrait d'expliquer la saturation à haute fréquence serait de nature visuelle. Nos résultats montraient que les valeurs de réponse maximale étaient plus élevées en direction ML (0,21 °/sec) qu'en AP (0,13 °/sec). Si la saturation posturale à haute fréquence était uniquement d'origine biomécanique, on se serait attendu à ce que les

différences de réponse maximale entre les directions ML et AP persistent à haute fréquence. Cependant, les valeurs de saturation avaient tendance à s'égaliser pour les fréquences supérieures à 0,5 Hz suggérant qu'un autre mécanisme (possiblement visuel) pourrait intervenir dans la saturation posturale. Cependant, cette uniformisation des résultats confirme plutôt que la saturation posturale à haute fréquence ne dépend plus des paramètres du stimulus visuel et que la saturation posturale à haute fréquence origine bien des limitations biomécaniques et fréquentielles du système postural (Mergner, et al., 2005).

Lestienne, et al. (1977) suggéraient aussi une hypothèse de nature visuelle. Ils ont évalué l'effet de l'oscillation AP d'un tunnel à différentes vitesses sur l'amplitude de l'ajustement postural. Leurs résultats montraient une saturation de l'amplitude d'oscillation à environ 3° pour les hautes vitesses de stimulation. Cependant, la variabilité de la réponse posturale augmentait à haute vitesse et l'oscillation posturale des sujets pouvait être maintenue entre 6 à 9° sans induire de chute. En se basant sur ces observations, ils ont suggéré que la saturation n'était probablement pas causée par des contraintes biomécaniques, mais qu'elle serait plutôt induite par des mécanismes visuels (Lestienne, et al., 1977). Cette hypothèse demeure très spéculative, car le fait que la saturation soit de nature biomécanique n'empêche pas que certains sujets puissent osciller davantage que la moyenne. De plus, on s'attend à retrouver des variations posturales intersujets en fonction des différences de poids, taille, âge, etc. Il serait donc tout à fait normal que des sujets puissent avoir des oscillations posturales supérieures à d'autres sans pour autant que les mécanismes visuels ne soient impliqués.

En résumé, la réponse posturale à un stimulus visuel semble bien comporter différents domaines. Dans le domaine des basses fréquences, nos résultats montrent que la réponse posturale est visuodépendante et augmente avec la vitesse du stimulus. La réponse posturale augmente jusqu'à atteindre un maximum dans les fréquences intermédiaires comprises entre 0,12 et 0,25 Hz. Dans le domaine des hautes fréquences supérieures à 0,25 Hz, la réponse posturale est limitée par ses capacités biomécaniques et fréquentielles d'oscillation et diminue avec la fréquence de stimulation.

Cette augmentation de la réponse posturale à basse fréquence suivie d'une diminution à haute fréquence suggère un comportement postural de type passe-bande autour de 0,12 à 0,25 Hz. Cette hypothèse a été mise en évidence par Masson, et al. (1995) qui ont montré que la meilleure fonction d'ajustement de la réponse posturale en fonction de la fréquence de stimulation était une fonction en « U » inversé avec un pic situé entre 1 et 4 Hz. De tels résultats devraient être pris en compte lors de l'élaboration de nouveaux systèmes de réalité virtuelle ainsi que pour le développement de nouvelles technologies comme les jeux vidéo interactifs. En ajustant les fréquences et les vitesses de stimulation de ces nouveaux systèmes, les concepteurs s'assureront un meilleur contrôle postural et un meilleur confort pour les utilisateurs.

4.4 Effet de la direction de stimulation

Nos travaux ont donc permis d'identifier deux domaines distincts : l'un dans les basses fréquences et l'autre dans les hautes fréquences. Qu'en est-il de la réponse posturale pour les fréquences intermédiaires ? Nos résultats montrent que la vitesse des sujets arrive à sa valeur maximale pour des fréquences supérieures à 0,12 Hz. Entre 0,12 et 0,25 Hz, la vitesse du stimulus était trop élevée pour que la réponse posturale continue d'augmenter suggérant une saturation de la VIPR. Les valeurs de saturation maximale étaient plus élevées en direction ML (0,21 °/sec) qu'en AP (0,13 °/sec). Ces différences de saturation confirment les résultats de van Asten et collègues qui obtenaient des saturations plus importantes en présence d'un tunnel qui roulait en direction ML plutôt qu'avec un tunnel qui faisait un mouvement de translation AP (van Asten, et al., 1988a, 1988b). Mergner, et al. (2005) ont rapporté une saturation AP comparable à la nôtre (de 0,10°/sec). Ils n'ont cependant pas fait la comparaison avec la direction ML. Tous ces résultats suggèrent que les oscillations du corps saturent deux fois plus tard en ML qu'en AP. Avant de tenter d'expliquer cette différence de saturation, nous allons faire un rappel sur les stratégies posturales dans les directions AP et ML.

Les stratégies de contrôle postural orthostatique dans les directions AP et ML sont différentes l'une de l'autre, et ce, surtout pour des raisons anatomiques. La Figure 29 montre que dans la direction AP (plan sagittal), les articulations des chevilles et des hanches se retrouvent superposées, les changements posturaux peuvent donc se faire autour de ces deux points de rotations. Dans un contexte de faibles perturbations posturales, le corps met en jeu une stratégie des chevilles, c'est-à-dire que les oscillations posturales se font principalement autour de l'articulation des chevilles. La stratégie des hanches est quand à elle mise en jeu lors de perturbations plus importantes. Dans la direction ML, les articulations des chevilles et des hanches forment un parallélogramme. Les changements posturaux se font donc autour de ces quatre articulations et dépendent donc de quatre groupes de muscles. Les oscillations posturales en direction ML mettent en jeu une stratégie de transfert de charge entre le membre droit et le membre gauche. Par exemple, une oscillation vers le côté droit qui modifie la charge du membre droit de 49 à 53 % sera accompagnée d'une diminution de la charge du membre gauche de 51 à 47 %.

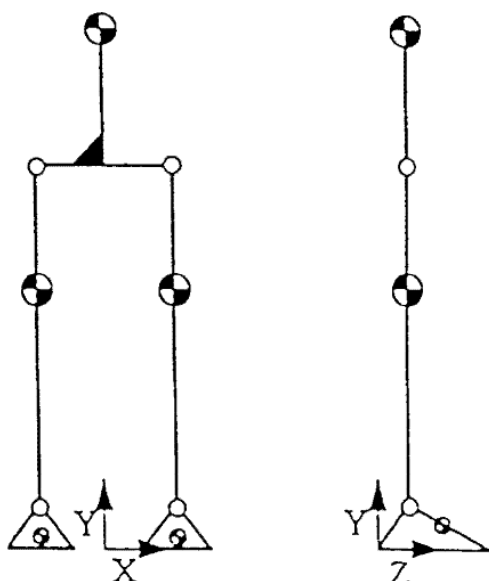


Figure 29. Modèles biomécaniques du pendule inversé pour le contrôle postural orthostatique. Dans le plan frontal (direction ML), le pendule est un parallélogramme pivotant autour des articulations des chevilles et des hanches, il est donc sous le contrôle de quatre groupes de muscles. Dans le plan sagittal (direction AP), en présence de faibles perturbations le pendule pivote autour de l'articulation des chevilles. En présence de perturbations plus importantes, le pendule pivote autour de l'articulation des hanches et de celle des chevilles. Tiré de Winter (1995).

Dans ces deux directions ML et AP, les chercheurs utilisent le modèle d'un pendule inversé qui permet de modéliser les déplacements du centre de gravité (projection verticale du centre de masse) et du centre de pression en fonction de l'accélération horizontale du centre de masse. L'analyse de nos données a montré que les oscillations angulaires des participants étaient similaires et synchrones au niveau de la tête et des hanches pour les deux directions AP et ML. Le comportement postural s'apparentait donc à celui du modèle de pendule inversé dans les directions AP et ML. À la lumière de ces informations, comment peut-on expliquer que la réponse posturale maximale en condition statique est plus élevée en direction AP et qu'en condition dynamique elle est plus importante en

direction ML ? Une hypothèse possible est celle d'une contrainte biomécanique induite par la position des pieds. En condition orthostatique, les pieds sont généralement écartés de quelques centimètres offrant une surface de support plus étroite en direction AP qu'en direction ML. Par ailleurs le centre de masse est légèrement en avant de l'articulation de la hanche. Ces deux éléments participent à l'activation des muscles fléchisseurs plantaires et les dorsiflexeurs de la cheville qui assurent le maintien du centre de gravité à l'intérieur de la surface de support et évitent ainsi les pertes d'équilibre en direction AP (Tia, et al., 2012; Winter, et al., 1998; Winter, et al., 2001). Comparativement, dans la direction ML, la surface de support est plus large (pieds écartés) et le centre de gravité est généralement situé au centre de la surface de support. Ce contexte implique une moins grande activation des muscles inverseurs et les éverseurs de la cheville ou des muscles abducteurs et adducteurs des hanches qui contrôlent les mouvements en direction ML. Ainsi, un individu dans un environnement visuel statique et position droite habituelle (pieds écartés) devrait avoir une activité musculaire et des modifications posturales plus importantes dans le plan AP que dans le plan ML comme le suggère la littérature. Dans notre contexte expérimental et celui de van Asten (1988 a et b), les participants avaient les pieds collés l'un à l'autre induisant une surface de support plus étroite en direction ML qu'en AP. Cette situation génère une plus grande activité musculaire et une augmentation des changements posturaux en direction ML (Kirby, Price, & MacLeod, 1987). Les muscles inverseurs et les éverseurs de la cheville agissent aussi comme des fléchisseurs plantaires et les dorsiflexeurs, mais dans une moindre mesure. Le fait d'avoir les pieds collés pourrait augmenter les oscillations posturales en direction AP en plus de les augmenter en direction ML mais cet effet ne semble pas significatif (Kirby, et al., 1987). Par conséquent, le fait que les valeurs maximales de réponse posturale induite visuellement étaient plus importantes en direction ML peut être en partie expliqué par la position des pieds collés. La Figure 30 montre la réponse posturale en condition statique pour les conditions ML et AP. Les résultats ne montrent pas de différence entre les deux directions. Cela indique qu'en condition statique, la position des pieds collés ne génère pas une plus grande réponse posturale ML comme ce qui a été observé en conditions dynamiques. Cette différence de comportement postural

entre les conditions dynamiques et statiques indique que la position des pieds ne peut pas expliquer à elle seule que la réponse posturale maximale soit plus importante en direction ML lors d'une stimulation dynamique. Cela suggère que l'augmentation de visuodépendance en direction ML observée dans nos conditions expérimentales peut aussi provenir des caractéristiques dynamiques de la stimulation visuelle.

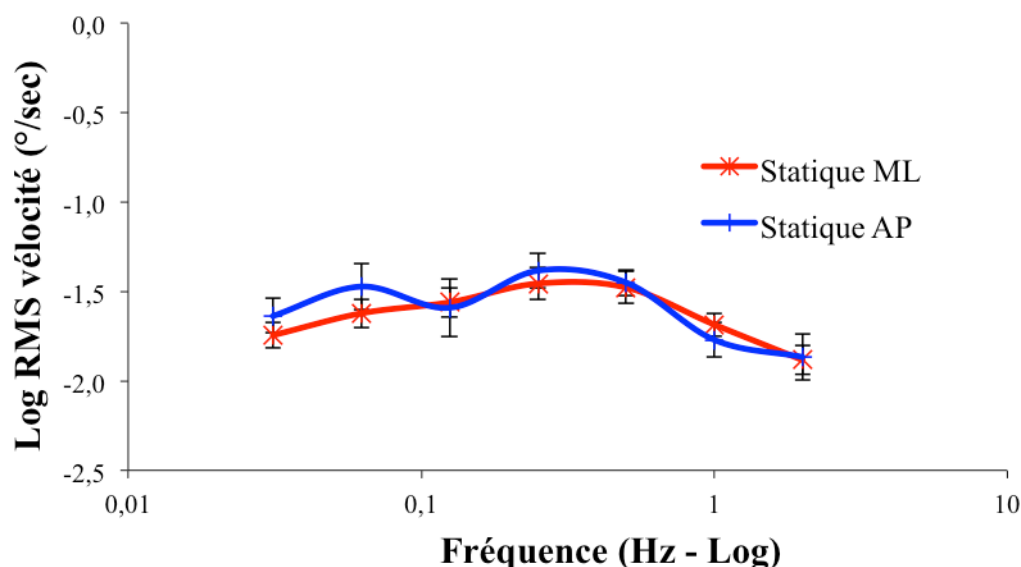


Figure 30. Vitesse (RMS) moyen en condition statique en fonction de la direction de stimulation médiolatérale (ML) ou antéropostérieure (AP). Les barres d'erreur représentent l'erreur type de la moyenne.

Une étude physiologique sur les seuils de perception visuelle, proprioceptive et vestibulaire rapportait un seuil de vitesse pour la proprioception des jambes d'environ 0,1°/sec dans la direction AP (Fitzpatrick & McCloskey, 1994). Considérant que ce seuil est similaire à celui de la réponse posturale AP rapporté dans la littérature, il est envisageable que la saturation de la réponse posturale puisse être reliée au seuil de perception proprioceptive au niveau de la jambe (Mergner, et al., 2005). Pour confirmer cette hypothèse, il faudrait comparer les seuils de proprioception des jambes dans les directions AP et ML. Des différences de seuil de proprioception entre les deux directions

similaires aux différences de réponse posturale dans notre étude suggèreraient que les valeurs de saturation du VIPR seraient à la proprioception des jambes ainsi qu'à la position des pieds.

4.5 Effet d'un stimulus visuel sur l'inconfort subjectif

Nos travaux montrent que l'inconfort subjectif induit par un stimulus visuel périodique dépend de la vitesse. Cependant, on remarque une augmentation de l'inconfort avec la fréquence de stimulation, mais cet effet est essentiellement lié à la covariance de la fréquence et de la vitesse par le biais de l'amplitude du mouvement. Lorsque l'effet de l'amplitude est contrôlé pour chaque vitesse, on remarque que l'effet de la fréquence sur le VIMS n'est en fait que négligeable.

La plupart des études qui portent sur l'inconfort induit par un stimulus visuel dynamique utilisent des stimuli de nature rotative non périodique (p.ex. cylindre optokinétique). Parmi ces études, certains auteurs ont évalué l'inconfort en fonction de la vitesse (Bubka, et al., 2006; Hu, et al., 1989; Ujike, et al., 2004) tandis que d'autres l'ont évalué en fonction de la fréquence temporelle (Diels & Howarth, 2006; Duh, et al., 2004; Golding, et al., 2009). De façon générale, ces auteurs montrent que l'inconfort semble être maximum pour des vitesses de l'ordre de 60°/sec. Il apparaît donc que ces stimuli de nature rotative sont propices à la détermination des seuils d'inconfort induit visuellement, mais leur rotation constante ne permet pas de dissocier le rôle de la fréquence et de la vitesse sur l'inconfort. Seuls les stimuli animés d'un mouvement d'oscillation périodique permettent de distinguer l'effet de la fréquence et de la vitesse en faisant varier l'amplitude.

Duh, et al. (2004) ont utilisé un mouvement de roulis périodique qui pouvait permettre de différencier la fréquence et vitesse. Cependant, les auteurs ont combiné des fréquences et des amplitudes afin de conserver une vitesse constante de 70°/sec. Ils ont ainsi déterminé une « *visual self-motion frequency response curve* » qu'ils ont mise en relation avec une « *vestibular self-motion frequency response curve* » afin de mettre en évidence la fréquence de croisement à laquelle le gain de ces deux « *self-motion systems* » est maximum. Cette

fréquence (0,06 Hz) serait selon eux la plus à même de générer un conflit visuo-vestibulaire et de l'inconfort subjectif. Il serait pertinent de répéter cette expérience en faisant varier cette fois les vitesses. On serait ainsi en mesure de déterminer une « vitesse de croisement » et de vérifier si cette méthode d'analyse corrobore les résultats rapportés dans la littérature.

(Diels & Howarth, 2006) ont utilisé un flux optique radial périodique en expansion et contraction dans la direction antéropostérieure. Ils ont montré que l'inconfort augmentait avec la fréquence de stimulation. Cependant, une seule amplitude et donc une seule vitesse ont été testées dans leur expérience ne permettant pas de dissocier la fréquence de la vitesse. Plus tard, ils ont montré que l'inconfort augmentait dans les conditions de regard excentrique dans le flux optique. La nature même du flux optique génère des vitesses plus importantes en périphérie qu'au centre ce qui les a menés à conclure que l'inconfort subjectif était directement lié à la vitesse de l'image rétinienne (Diels & Howarth, 2007).

Nos résultats concordent aussi avec les études psychophysiques sur les mécanismes de perception du mouvement qui montrent que le mouvement n'est pas analysé comme le déplacement successif de l'image sur la rétine, mais comme l'interprétation de certaines caractéristiques du stimulus telles que la direction et surtout la vitesse (Wertheimer, 1912). L'utilisation d'un cylindre rotatif avec des réseaux de fréquences spatiales a permis d'évaluer la perception d'un mouvement circulaire en fonction des fréquences spatiales et temporelles. Diener, Wist, Dichgans, and Brandt (1976) ont suggéré que la perception d'un mouvement est principalement liée à sa fréquence temporelle. Cependant, quelques années plus tard, McKee, Silverman, and Nakayama (1986) concluaient que la fréquence ne serait qu'un indice secondaire, indirect, déduit de l'amplitude et de la vitesse du stimulus et que ce serait cette dernière qui constituerait la dimension fondamentale de la perception du mouvement.

D'autres études psychophysiques montrent que le traitement du mouvement visuel dépend principalement de la vitesse (Reisbeck & Gegenfurtner, 1999; van der Glas, et al., 1981). En présentant des réseaux de contraste de luminance en mouvement, les chercheurs ont été

capables de mesurer les contours de discrimination spatio-temporelle. Ils ont montré une élongation de la réponse le long de l'axe de la vitesse constante lorsqu'ils ajoutaient du bruit à vitesse constante. Par contre, l'ajout de bruit à vitesse variable rendait impossible la discrimination de la vitesse. Ces résultats montrent que les mécanismes de traitement du mouvement reposent sur la sélectivité à la vitesse de déplacement plutôt qu'à un traitement distinct de l'information spatiale et temporelle.

En résumé, plusieurs études ont évalué l'inconfort induit par des stimuli visuels périodiques. Cependant, même si la fréquence temporelle et la vitesse peuvent être indépendamment contrôlées, aucune de ces études n'a spécifiquement envisagé de différencier le rôle de ces deux paramètres visuels. Nos résultats montrent que les mécanismes d'apparition de la cinétose dépendent de la vitesse de stimulation visuelle plutôt que de la fréquence temporelle.

4.6 Théories posturale et sensorielle de l'inconfort subjectif

Un stimulus visuel peut à lui seul induire de l'inconfort subjectif, on parle de VIMS. Cependant, nous avons montré dans le premier article que cette seule stimulation visuelle peut également générer une réaction posturale, il s'agit du VIPR. Riccio and Stoffregen (1991) se sont appuyé sur ces observations pour élaborer la théorie posturale de l'inconfort subjectif. Selon cette théorie, l'inconfort subjectif serait lié 1) à l'instabilité posturale naturelle de l'individu, c'est-à-dire l'instabilité avant d'être exposé à un stimulus visuel dynamique et 2) à l'augmentation d'instabilité posturale directement provoquée par le mouvement du stimulus visuel.

Afin de mettre en évidence les relations entre l'inconfort subjectif, le stimulus visuel et l'instabilité posturale, nous avons analysé les corrélations entre ces trois variables. Les résultats montraient que, même si la plus grande partie de l'inconfort était expliquée par les changements de vitesse du stimulus, une partie venait des différences de stabilité posturale intrinsèque des individus. À cette étape, il est important de vérifier que l'inconfort vient de l'augmentation d'instabilité induite par le stimulus visuel et pas de l'instabilité intrinsèque

des individus. En normalisant les comportements posturaux induits par les stimuli en mouvement par ceux obtenus en conditions statiques, il n'y avait plus de corrélation entre l'instabilité posturale et l'inconfort. Ce résultat suggère que la relation entre l'inconfort et l'instabilité posturale était principalement liée à l'état de stabilité intrinsèque des sujets avant l'exposition au mouvement plutôt qu'à l'augmentation d'instabilité induite par le stimulus visuel. Aux vues de ces résultats, nos données confirment donc la première assertion de la théorie posturale : l'instabilité naturelle d'un individu est un élément prédictif de l'inconfort. En revanche, nos travaux montrent qu'un stimulus visuel en mouvement peut induire un inconfort sans modification du comportement postural. Ainsi l'instabilité posturale induite par un stimulus visuel dynamique ne semble pas être une condition nécessaire et suffisante pour entraîner de l'inconfort, contrairement à ce que prévoit la théorie posturale.

Ces résultats peuvent être mis en relation avec ceux de Diels and Howarth (2011) qui montraient que des sujets assis avec la tête appuyée sur une mentonnière et un appui frontal ressentaient de l'inconfort en présence d'un stimulus visuel dynamique. Le fait que le corps des participants était complètement fixe confirme une fois encore que l'instabilité posturale n'est pas une prédisposition nécessaire à l'inconfort subjectif.

Par conséquent, la théorie sensorielle semble mieux équipée pour expliquer l'augmentation de l'inconfort en réponse à l'augmentation de la vitesse du mouvement du stimulus. L'inconfort serait issu du conflit entre les entrées sensorielles, dont la vision, et les représentations acquises de nos déplacements dans notre environnement (J. T. Reason & Brand, 1975). Plus la vitesse du stimulus augmente, plus le conflit entre nos sens et nos représentations augmente et plus l'inconfort augmente également. La théorie sensorielle permet donc d'expliquer que le stimulus visuel puisse induire de l'inconfort indépendamment de l'augmentation d'instabilité. En revanche, elle ne permet pas de comprendre pourquoi la prédisposition à la cinétose serait liée au niveau de stabilité posturale intrinsèque de l'individu.

Plusieurs auteurs soulignent aussi l'effet d'accumulation (carryover) d'inconfort tout au long d'une période de stimulation visuelle (Akiduki, et al., 2003; J. Reason, 1978; K. M. Stanney, Hale, Nahmens, & Kennedy, 2003), certains sujets rapportent même l'apparition de symptômes après la fin de la stimulation visuelle (Stoffregen, 1985). Dans notre contexte expérimental, la relation entre la vision et l'inconfort pourrait être la conséquence indirecte de l'accumulation d'inconfort au cours de l'expérimentation. La Figure 31 représente le nuage de point de l'inconfort (SUD) en fonction de l'ordre de présentation des stimuli pour toutes les conditions confondues. Un test de corrélation de Pearson simple linéaire réalisé entre le SUD et l'ordre de présentation des stimuli ne montre aucune corrélation entre ces deux variables $r=0,038$ $p<0,553$ ($R^2=0,001$). Ce résultat confirme que, dans nos conditions, l'effet de la stimulation visuelle sur l'inconfort subjectif n'est pas biaisé par la durée d'exposition au stimulus visuel.

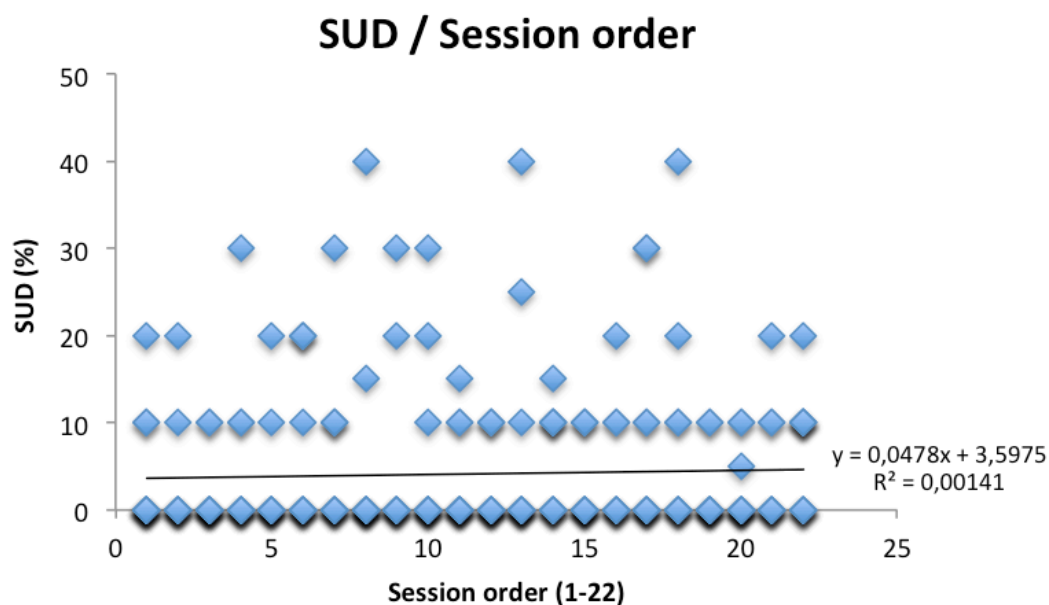


Figure 31. Nuage de point de l'inconfort subjectif en fonction de l'ordre de présentation des stimuli pour chaque sujet et pour toutes les conditions d'expérimentation confondues. La droite de régression du nuage de point est représentée par une droite noire avec son équation. R^2 correspond au coefficient de détermination du test de Pearson simple linéaire.

En résumé, nos résultats montrent que ni la théorie sensorielle ni la théorie posturale ne permettent à elles seules d'expliquer tous les mécanismes d'apparition de la cinétose. Ces deux théories sont complémentaires expliquant d'une part que l'instabilité intrinsèque est un élément prédictif du VIMS et d'autre part que le VIMS en conditions dynamiques provient d'un conflit entre les entrées sensorielles et les représentations acquises par l'individu.

4.7 Applications cliniques

On dénombre environ 1,5 milliard de personnes atteintes de presbytie dans le monde et ce chiffre devrait augmenter d'un autre milliard dans les vingt prochaines années. Les verres progressifs représentent le principal moyen offert aux presbytes pour voir clair et confortablement à toutes les distances. Le poids de la presbytie pèse de plus en plus lourd sur la société considérant que les individus restent actifs plus tard alors que l'âge d'apparition de la presbytie ne change pas. La vision de près devient de plus en plus indispensable dans notre environnement de travail depuis l'avènement des ordinateurs et autres tablettes numériques. Ces raisons expliquent pourquoi la presbytie et les verres progressifs représentent un des enjeux majeurs du XXI^e siècle.

Nos résultats montrent que le roulis et le tangage d'un plateau virtuel dans le champ visuel inférieur peuvent induire de l'inconfort et de l'instabilité posturale chez de jeunes sujets en bonne santé apparente. La nature de ce type de stimulation virtuelle a été conçue pour être le plus similaire possible aux distorsions dynamiques qui sont perçues par les porteurs de verres progressifs. Il est ainsi possible de spéculer sur les possibles implications du port de verres progressifs.

La stimulation visuelle engendrait une réaction posturale significative des jeunes sujets. Ces sujets avaient un âge compris entre 22 et 27 ans, ce qui signifie qu'ils étaient dans la tranche d'âge qui se fie le moins aux afférences visuelles pour contrôler leur posture. À l'inverse, la presbytie débute entre 45 et 50 ans, ce qui correspond à l'âge des premiers signes de diminution des capacités neuromusculaires (Yamamoto, 1981). Pour cette raison,

les presbytes font partie de la tranche d'âge qui réfère davantage aux afférences visuelles pour maintenir leur équilibre. Ces données suggèrent que les presbytes devraient avoir une réaction posturale encore plus importante et plus visuodépendante que les jeunes face à un stimulus visuel. Ces spéculations sont confirmées par de nombreuses études qui montrent que la réponse posturale induite visuellement est plus importante pour les personnes âgées que pour les jeunes aussi bien pour des conditions visuelles statiques que dynamiques (Fujita, et al., 2005; Huitema et al., 2005; Lord & Menz, 2000; Orr, et al., 2006; Perrin, et al., 1997).

Nous avons montré que la réaction posturale varie principalement avec la vitesse du stimulus visuel. Au point de vue des verres progressifs, l'amplitude et donc la vitesse de déplacement des distorsions varient directement avec la valeur de l'addition prescrite pour lire (Heath, et al., 1987). On peut donc s'attendre à ce que l'instabilité posturale soit plus grande pour les porteurs de verres progressifs avec de plus grandes additions.

Il faut cependant rappeler que la réaction posturale induite visuellement reste relativement faible. Dans nos conditions, l'amplitude d'oscillation des sujets ne dépassait 1° que dans 13 % des cas et 2° que dans 3 % des cas. Ces faibles oscillations posturales ne sont pas suffisantes pour faire sortir le centre de masse (CdM) de la surface de support des pieds. Nous n'avons d'ailleurs rapporté aucune perte d'équilibre au cours de nos expérimentations. Il peut donc être supposé que les oscillations induites directement par un plateau virtuel ou par les distorsions de verres progressifs ont peu de risques de faire perdre l'équilibre ou de provoquer une chute. Ces résultats sont confirmés par les travaux de L. Johnson, Buckley, Scally, and Elliott (2007) qui montrent que les sujets porteurs de verres progressifs ne sont pas plus à risques de chuter que les porteurs de lunettes simples visions (sans progression).

Il est important de souligner que l'instabilité posturale induite par les distorsions n'est pas la seule cause qui pourrait expliquer des chutes chez les porteurs de verres progressifs. En effet, ces déformations de l'environnement visuel impliquent surtout le champ visuel inférieur. Les porteurs se retrouvent ainsi avec une dichotomie perceptuelle entre le champ

visuel supérieur qui demeure un référentiel fiable et le champ visuel inférieur qui représente une image déformée de la réalité. Cette déformation inférieure donne la fausse impression que les objets au niveau du sol sont légèrement plus proches qu'en réalité. Par conséquent, un presbyte qui n'est pas habitué à ses verres progressifs effectuera des corrections de mouvements de ses pieds pour franchir des obstacles au sol ou pour monter une marche. Ces corrections ne correspondent pas à la réalité physique de l'environnement et le pied se retrouve en décalage spatial avec l'obstacle pouvant ainsi engendrer des chutes (L. Johnson, et al., 2007).

Outre l'instabilité posturale, l'un des grands enjeux du marché de l'optique ophtalmique est d'offrir le meilleur confort visuel possible aux porteurs de verres progressifs. Bien que certains manufacturiers prétendent avoir des taux d'adaptation proches des 100 %, plusieurs porteurs rapportent de l'inconfort voire même une incapacité à s'adapter. Nos résultats montrent que l'inconfort induit visuellement augmente avec la vitesse du mouvement dans le champ visuel inférieur. Ainsi, plus les distorsions des verres progressifs seront rapides plus elles devraient entraîner de l'inconfort. Cette hypothèse se confirme dans la vie quotidienne des porteurs car le simple fait d'augmenter l'addition du verre induit une augmentation des déplacements de l'image déformée et donc une augmentation de la vitesse. Or, il est bien connu des professionnels de la vision que le fait d'augmenter l'addition des verres progressifs est un facteur important d'inconfort visuel. On peut donc supposer que l'augmentation d'inconfort pour les fortes additions est, au moins en partie, associée à l'augmentation de vitesse des distorsions dans le champ visuel.

Nos travaux ont montré qu'un mouvement visuel similaire à celui d'une distorsion de verres progressifs peut induire 1) de l'instabilité posturale et 2) une déformation visuelle différente des nos représentations préétablies. Ces deux effets induits par les verres progressifs sont précisément les critères à l'origine de la cinétose selon les théories sensorielle (J. T. Reason & Brand, 1975) et posturale (Riccio & Stoffregen, 1991). Il serait donc important que les manufacturiers tentent de répartir autant que possible les distorsions des verres progressifs afin de réduire le gradient de distorsion. De cette façon, la vitesse

des mouvements perçus à travers les distorsions serait moins rapide, plus uniforme sur la surface du verre et engendrerait moins d'inconfort.

Cette diminution du gradient de distorsion pourrait être mise en relation avec le comportement « œil-tête » des porteurs. En effet, lorsqu'une personne balaye son environnement visuel, on peut distinguer deux principaux comportements. Les personnes qui ont tendance à bouger davantage les yeux (sans bouger la tête) pour regarder en périphérie sont qualifiées de « visionautes », c'est-à-dire qu'ils bougent beaucoup leurs yeux et donc qu'ils utilisent les zones périphériques de leurs verres. Parallèlement les visionautes bougent moins leur tête, il sont donc moins exposés à des distorsions visuelles rapides et moins à risque de ressentir de l'inconfort avec leurs verres progressifs. Pour ces porteurs, la réduction du gradient de distorsion est donc une question moins critique. L'emphasis doit avant tout être mise sur la réalisation de verres avec une vision optimisée sur une grande surface (centrale et périphérique) afin de donner aux visionautes une vision précise dans les différentes zones de leurs verres. En contrepartie, le gradient de distorsions dynamiques risque d'être un peu augmenté, mais cela reste peu dérangerant pour des personnes qui ne bougent pas trop leur tête.

À l'inverse, les personnes qui bougent plus la tête et moins les yeux sont qualifiées de « céphalonautes ». Ces personnes ont tendance tourner la tête pour regarder en périphérie, ils sont donc beaucoup plus exposés aux distorsions optiques rapides et donc plus à risque de ressentir de l'inconfort avec leurs verres progressifs. C'est donc pour ce type de porteurs que la réduction du gradient de distorsion devient critique. Considérant que les céphalonautes bougent beaucoup la tête et peu leurs yeux, ils utilisent surtout la région centrale de leurs verres progressifs et peu les zones périphériques. Pour ces porteurs l'emphasis devrait être mise dans la réalisation de verres avec une vision optimisée uniquement dans la région centrale. Cela permet d'adoucir le gradient de distorsions optiques dynamiques et donc d'augmenter le confort des céphalonautes qui bougent beaucoup la tête. En contrepartie, la vision périphérique est un peu moins précise, mais cela reste peu dérangerant pour des sujets qui utilisent surtout la vision centrale.

Un autre aspect important concernant la perception des distorsions de verres progressifs est la répartition de l'addition entre les faces avant et arrière des verres. À l'origine, l'addition des verres progressifs était entièrement surfacée sur la face avant des verres. Cette augmentation de puissance en vision de près est générée par une augmentation de la courbure dans le bas du verre et c'est elle qui induit du même coup les distorsions dynamiques. Les nouvelles techniques de surfacage permettent actuellement de surfer les additions aussi bien en face avant qu'en face arrière ou même de les répartir entre les deux faces. Une addition répartie en face avant induit un grossissement des images en vision de près, mais elle augmente aussi les distorsions dynamiques. À l'inverse, une addition répartie en face arrière génère moins de distorsions dynamiques, mais elle grossit moins les images au près. Ces caractéristiques peuvent être mises en relation avec le comportement œil-tête de porteurs de verres progressifs. Les visionnaires qui bougent peu la tête sont moins dérangés par les distorsions dynamiques, ils auront donc avantage à avoir une grande partie de leur addition en face avant afin d'augmenter le grossissement des textes en vision de près. Les céphalonautes, qui bougent beaucoup la tête, sont plus sensibles aux distorsions dynamiques. Une répartition de l'addition vers la face arrière aidera à réduire ces distorsions et donc à améliorer leur confort.

5 Conclusions

L'utilisation d'une stimulation visuelle périodique a permis de manipuler la fréquence temporelle, la vitesse et l'accélération du mouvement à l'intérieur d'une même expérience et donc de déterminer lequel de ces paramètres régule la réponse posturale et l'inconfort subjectif. On peut distinguer deux domaines principaux de réponse posturale en fonction de la fréquence temporelle de stimulation. Un premier domaine dans les basses fréquences où le sujet adopte un comportement postural visuo-dépendant qui augmente avec la vitesse et un deuxième domaine où la réaction posturale sature à hautes fréquences temporelles. Dans nos conditions expérimentales, la réponse posturale induite visuellement est plus importante en direction ML qu'en AP. Cette différence semble plutôt liée à la position des pieds qu'aux paramètres dynamiques du stimulus visuel. L'environnement visuel induit aussi de l'inconfort subjectif qui, comme pour la posture, dépend surtout de la vitesse de stimulation. L'instabilité intrinsèque des individus en l'absence de stimulation visuelle semble être un élément prédictif de l'inconfort comme le suggère la théorie posturale. Par contre, l'instabilité posturale induite par un stimulus visuel dynamique ne semble pas être une condition nécessaire et suffisante pour entraîner de l'inconfort. Dans ce contexte, la théorie sensorielle serait la mieux équipée pour expliquer la relation directe entre les propriétés du stimulus visuel et l'inconfort ressenti par les sujets. Ces résultats peuvent être mis en relation avec le comportement œil-tête des porteurs afin de réduire le gradient de distorsions dynamiques chez les porteurs de type céphalonautes qui sont les plus à risque d'être exposés à des distorsions visuelles dynamiques. Ces résultats n'ont été mesurés que chez de jeunes adultes, il serait important de continuer ces travaux avec des personnes presbytes qui sont les principaux porteurs de verres progressifs et pour lesquels la vision est essentielle dans les processus de régulation du contrôle postural.

Références générales

- Akiduki, H., Nishiike, S., Watanabe, H., Matsuoka, K., Kubo, T., & Takeda, N. (2003). Visual-vestibular conflict induced by virtual reality in humans. *Neurosci Lett*, 340(3), 197-200.
- Akizuki, H., Uno, A., Arai, K., Morioka, S., Ohyama, S., Nishiike, S., et al. (2005). Effects of immersion in virtual reality on postural control. *Neurosci Lett*, 379(1), 23-26.
- Allman, J., Miezin, F., & McGuinness, E. (1985). Stimulus specific responses from beyond the classical receptive field: neurophysiological mechanisms for local-global comparisons in visual neurons. *Annu Rev Neurosci*, 8, 407-430.
- Amblard, B., & Carblanc, A. (1980). Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Percept Mot Skills*, 51(3 Pt 1), 903-912.
- Amenedo, E., Pazo-Alvarez, P., & Cadaveira, F. (2007). Vertical asymmetries in pre-attentive detection of changes in motion direction. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Int J Psychophysiol*, 64(2), 184-189.
- Anand, V., Buckley, J., Scally, A., & Elliott, D. B. (2002). The effect of refractive blur on postural stability. *Ophthalmic Physiol Opt*, 22(6), 528-534.
- Anand, V., Buckley, J. G., Scally, A., & Elliott, D. B. (2003). Postural stability in the elderly during sensory perturbations and dual tasking: the influence of refractive blur. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 44(7), 2885-2891.
- Assaiante, C., & Amblard, B. (1993). Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Exp Brain Res*, 93(3), 499-515.
- Avendano, C., Rausell, E., & Reinoso-Suarez, F. (1985). Thalamic projections to areas 5a and 5b of the parietal cortex in the cat: a retrograde horseradish peroxidase study. *J Neurosci*, 5(6), 1446-1470.
- Baizer, J. S., Ungerleider, L. G., & Desimone, R. (1991). Organization of visual inputs to the inferior temporal and posterior parietal cortex in macaques. *J Neurosci*, 11(1), 168-190.
- Baratta, L. G. (2005). Travel & Health. Dealing with jet lag and motion sickness. *International Travel News*, from <http://www.intltravelnews.com/2005/11/travel-health->
- Barela, J. A., Sanches, M., Lopes, A. G., Razuk, M., & Moraes, R. (2011). Use of monocular and binocular visual cues for postural control in children. *Journal of Vision*, 11(12).
- Baumberger, B., Isableu, B., & Fluckiger, M. (2004). The visual control of stability in children and adults: postural readjustments in a ground optical flow. *Exp Brain Res*, 159(1), 33-46.
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (1999). *Neurosciences - À la découverte du cerveau*.
- Berencsi, A., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2005). The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci*, 24(5-6), 689-709.

- Bichot, N. P., Thompson, K. G., Chenchal Rao, S., & Schall, J. D. (2001). Reliability of macaque frontal eye field neurons signaling saccade targets during visual search. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Neurosci*, 21(2), 713-725.
- Bonnet, C. T., Faugloire, E., Riley, M. A., Bardy, B. G., & Stoffregen, T. A. (2006). Motion sickness preceded by unstable displacements of the center of pressure. *Hum Mov Sci*, 25(6), 800-820.
- Bos, J. E. (2011). Nuancing the relationship between motion sickness and postural stability. *Displays*, 32(4), 189-193.
- Bradley, D. (2001). MT signals: better with time. [News]. *Nat Neurosci*, 4(4), 346-348.
- Brandt, T., Paulus, W., & Straube, A. (1986). Vision and posture. In W. Bles & T. Brandt (Eds.), *Disorders of Posture and Gait* (pp. 157-176): Elsevier.
- Bubka, A., Bonato, F., Urmei, S., & Mycewicz, D. (2006). Rotation velocity change and motion sickness in an optokinetic drum. [Clinical Trial; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Aviat Space Environ Med*, 77(8), 811-815.
- Bugnariu, N., & Fung, J. (2007). Aging and selective sensorimotor strategies in the regulation of upright balance. *J Neuroengineering Rehabil*, 4, 19.
- Bullier, J., & Nowak, L. G. (1995). Parallel versus serial processing: new vistas on the distributed organization of the visual system. *Curr Opin Neurobiol*, 5(4), 497-503.
- Bullier, J., Schall, J. D., & Morel, A. (1996). Functional streams in occipito-frontal connections in the monkey. *Behav Brain Res*, 76(1-2), 89-97.
- Chen, D., So, R., Kwok, K., & Cheung, R. (2012). Visually induced motion sickness after watching scenes oscillating at different frequencies and amplitudes. In P. T. McCabe (Ed.), *Contemporary Ergonomics 2012*: Taylor & Francis.
- Clari, J. C. (1969). *Catherine de I à V*: Cercle du livre de France.
- Cobb, S. V., & Nichols, S. C. (1998). Static posture tests for the assessment of postural instability after virtual environment use. *Brain Res Bull*, 47(5), 459-464.
- Connolly, M., & Van Essen, D. (1984). The representation of the visual field in parvicellular and magnocellular layers of the lateral geniculate nucleus in the macaque monkey. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Comp Neurol*, 226(4), 544-564.
- Corballis, P. M. (2003). Visuospatial processing and the right-hemisphere interpreter. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Brain Cogn*, 53(2), 171-176.
- Croner, L. J., & Albright, T. D. (1999). Seeing the big picture: integration of image cues in the primate visual system. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.; Review]. *Neuron*, 24(4), 777-789.
- Daniel, P. M., & Whitteridge, D. (1961). The representation of the visual field on the cerebral cortex in monkeys. *J Physiol*, 159, 203-221.
- Diels, C., & Howarth, P. A. (2006). Frequency dependence of visually-induced motion sickness in the fore-and-aft direction. *Aviat Space Environ Med*, 77(3), 346.

- Diels, C., & Howarth, P. A. (2007). *Visually Induced Motion Sickness during Single and Dual Axis Motion*. Paper presented at the VIMS, The Hong Kong University of Science & Technology.
- Diels, C., & Howarth, P. A. (2011). Visually induced motion sickness: Single- versus dual-axis motion. *Displays*, 32(4), 175-180.
- Diener, H. C., & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Prog Brain Res*, 76, 253-262.
- Diener, H. C., Wist, E. R., Dichgans, J., & Brandt, T. (1976). The spatial frequency effect on perceived velocity. *Vision Res*, 16(2), 169-176.
- Distler, C., Boussaoud, D., Desimone, R., & Ungerleider, L. G. (1993). Cortical connections of inferior temporal area TEO in macaque monkeys. *J Comp Neurol*, 334(1), 125-150.
- Dokka, K., Kenyon, R. V., & Keshner, E. A. (2009). Influence of visual scene velocity on segmental kinematics during stance. *Gait Posture*, 30(2), 211-216.
- Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G., & Rosengren, K. S. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait Posture*, 25(2), 166-171.
- Draper, M. H., Viire, E. S., Furness, T. A., & Gawron, V. J. (2001). Effects of image scale and system time delay on simulator sickness within head-coupled virtual environments. *Hum Factors*, 43(1), 129-146.
- Dubner, R., & Zeki, S. M. (1971). Response properties and receptive fields of cells in an anatomically defined region of the superior temporal sulcus in the monkey. *Brain Res*, 35(2), 528-532.
- Duh, H. B., Parker, D. E., Philips, J. O., & Furness, T. A. (2004). "Conflicting" motion cues to the visual and vestibular self-motion systems around 0.06 Hz evoke simulator sickness. *Hum Factors*, 46(1), 142-153.
- Ebenholtz, S. M., Cohen, M. M., & Linder, B. J. (1994). The possible role of nystagmus in motion sickness: a hypothesis. *Aviat Space Environ Med*, 65(11), 1032-1035.
- Emerson, R. C., Bergen, J. R., & Adelson, E. H. (1992). Directionally selective complex cells and the computation of motion energy in cat visual cortex. [Comparative Study; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Vision Res*, 32(2), 203-218.
- Emsley, H. (1956). *Aberration of thin lenses*. London.
- Exner, S. (1891). *Die Physiologie der facettirten Augen von Krebsen und Insecten*. Leipzig : Franz Deuticke.
- Faubert, J. (2002). The influence of optical distortions and transverse chromatic aberration on motion parallax and stereopsis in natural and artificial environments. In B. Javidi & F. Okano (Eds.), *In Three-dimensional Television, Video and Display Technologies* (Springer Verlag ,Physics Edition ed., pp. 359-396).
- Faubert, J., & Allard, R. (2004). Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment. *Proceedings of SPIE*.

- Faubert, J., Allard, R., & Hanssens, J. M. (2005). Visual distortion, postural balance and perception-action in a full-immersion virtual reality environment: The NSERC-Essilor industrial Chair projects. *Point de vue*(53), 13-19.
- Finlay, D. (1982). Motion perception in the peripheral visual field. *Perception*, 11(4), 457-462.
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol*, 478 (Pt 1), 173-186.
- Forssberg, H., & Nashner, L. M. (1982). Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Neurosci*, 2(5), 545-552.
- Foster, E. C., Sveistrup, H., & Woollacott, M. H. (1996). Transitions in Visual Proprioception: A Cross-Sectional Developmental Study of the Effect of Visual Flow on Postural Control. *J Mot Behav*, 28(2), 101-112.
- Fry, G. A. (1977). Displaying distortion in ophthalmic lenses. *Am J Optom Physiol Opt*, 54(5), 282-285.
- Fujita, T., Nakamura, S., Ohue, M., Fujii, Y., Miyauchi, A., Takagi, Y., et al. (2005). Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metab*, 23(2), 152-156.
- Galvin, S. J., Williams, D. R., & Coletta, N. J. (1996). The spatial grain of motion perception in human peripheral vision. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Vision Res*, 36(15), 2283-2295.
- Gibson, J. J. (1966). *The Senses Considered as Perceptual Systems*. Boston: Houghton Mifflin.
- Gibson, J. J. (1979). *The ecological approach to visual perception* Boston: Houghton Mifflin.
- Girard, P., & Bullier, J. (1989). Visual activity in area V2 during reversible inactivation of area 17 in the macaque monkey. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurophysiol*, 62(6), 1287-1302.
- Girard, P., Hupe, J. M., & Bullier, J. (2001). Feedforward and feedback connections between areas V1 and V2 of the monkey have similar rapid conduction velocities. *J Neurophysiol*, 85(3), 1328-1331.
- Girard, P., Salin, P. A., & Bullier, J. (1992). Response selectivity of neurons in area MT of the macaque monkey during reversible inactivation of area V1. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurophysiol*, 67(6), 1437-1446.
- Golding, J. F., Arun, S., Wortley, E., Wotton-Hamrioui, K., Cousins, S., & Gresty, M. A. (2009). Off-vertical axis rotation of the visual field and nauseogenicity. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Aviat Space Environ Med*, 80(6), 516-521.
- Golding, J. F., & Gresty, M. A. (2005). Motion sickness. *Curr Opin Neurol*, 18(1), 29-34.
- Goodale, M. A., & Milner, A. D. (1992). Separate visual pathways for perception and action. [Review]. *Trends Neurosci*, 15(1), 20-25.

- Goodale, M. A., Milner, A. D., Jakobson, L. S., & Carey, D. P. (1991). A neurological dissociation between perceiving objects and grasping them. *Nature*, 349(6305), 154-156.
- Graham, C. H. (1965). Perception of motion. In C. H. Graham (Ed.), *Vision and Visual Perception*. New York: John Wiley & Sons.
- Greffou, S., Bertone, A., Hahler, E. M., Hanssens, J. M., Mottron, L., & Faubert, J. (2011). Postural Hypo-Reactivity in Autism is Contingent on Development and Visual Environment: A Fully Immersive Virtual Reality Study. *J Autism Dev Disord*.
- Greffou, S., Bertone, A., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2008). Development of visually driven postural reactivity: a fully immersive virtual reality study. *J Vis*, 8(11), 15 11-10.
- Gurfinkel, E. V. (1974). Mechanical analysis of the stabilographic method. *Bull Exp Biol Med*, 77(5), 585-587.
- Gurfinkel, V. S., Lipshits, M. I., & Popov, K. E. (1974). [Is the stretch reflex a basic mechanism in the system of regulation of human vertical posture?]. *Biofizika*, 19(4), 744-748.
- Hausler, R. (1995). Ski sickness. *Acta Otolaryngol*, 115(1), 1-2.
- Heath, D. A., McCormack, G. L., & Vaughan, W. H. (1987). Mapping of ophthalmic lens distortions with a pinhole camera. *Am J Optom Physiol Opt*, 64(10), 731-733.
- Hettinger, L. J., Berbaum, K. S., Kennedy, R. S., Dunlap, W. P., & Nolan, M. D. (1990). Vection and simulator sickness. [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Mil Psychol*, 2(3), 171-181.
- Hettinger, L. J., & Riccio, G. E. (1992). Visually induced motion sickness in virtual environments. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 1(3).
- Hirabayashi, S., & Iwasaki, Y. (1995). Developmental perspective of sensory organization on postural control. [Comparative Study]. *Brain Dev*, 17(2), 111-113.
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Exp Brain Res*, 82(1), 167-177.
- Hu, S., Stern, R. M., Vasey, M. W., & Koch, K. L. (1989). Motion sickness and gastric myoelectric activity as a function of speed of rotation of a circular vection drum. *Aviat Space Environ Med*, 60(5), 411-414.
- Hubel, D. H., & Wiesel, T. N. (1968). Receptive fields and functional architecture of monkey striate cortex. *J Physiol*, 195(1), 215-243.
- Huitema, R. B., Brouwer, W. H., Mulder, T., Dekker, R., Hof, A. L., & Postema, K. (2005). Effect of ageing on the ability to adapt to a visual distortion during walking. *Gait Posture*, 21(4), 440-446.
- Ikkai, A., Jerde, T. A., & Curtis, C. E. (2011). Perception and action selection dissociate human ventral and dorsal cortex. *J Cogn Neurosci*, 23(6), 1494-1506.
- Ioffe, M. E., Chernikova, L. A., & Ustinova, K. I. (2007). Role of cerebellum in learning postural tasks. *Cerebellum*, 6(1), 87-94.
- Ito, M. (1982). Experimental verification of Marr-Albus' plasticity assumption for the cerebellum. *Acta Biol Acad Sci Hung*, 33(2-3), 189-199.

- Ito, M. (1983). Evidence for synaptic plasticity in the cerebellar cortex. *Acta Morphol Hung*, 31(1-3), 213-218.
- Jalie, M. (1977). *The principles of ophthalmic lenses*. London.
- Jasko, J., Loughlin, P., Redfern, M., & Sparto, P. (2003). The role of central and peripheral vision in the control of upright posture during anterior posterior optic flow. *Proceeding of the 27th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*.
- Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., & Peterka, R. (2004). Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol*, 92(4), 2368-2379.
- Johnson, L., Buckley, J. G., Scally, A. J., & Elliott, D. B. (2007). Multifocal spectacles increase variability in toe clearance and risk of tripping in the elderly. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 48(4), 1466-1471.
- Johnson, L., Elliott, D. B., & Buckley, J. G. (2009). Effects of gaze strategy on standing postural stability in older multifocal wearers. *Clin Exp Optom*, 92(1), 19-26.
- Johnson, P. B., Ferraina, S., Bianchi, L., & Caminiti, R. (1996). Cortical networks for visual reaching: physiological and anatomical organization of frontal and parietal lobe arm regions. *Cereb Cortex*, 6(2), 102-119.
- Johnson, W. H. (1956). Head movement measurements in relation to spatial disorientation and vestibular stimulation. *J Aviat Med*, 27(2), 148-152.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (2000). *Principles of Neural Science* (4th edition ed.): McGraw-Hill Medical Publishing Division.
- Kane, D., Bex, P., & Dakin, S. (2011). Quantifying "the aperture problem" for judgments of motion direction in natural scenes. *J Vis*, 11(3).
- Kaplan, D. M., & Smith, T. (1995). A Validity Study of the Subjective Unit of Discomfort (SUD) Score. [Reports - Research; Journal Articles]. *Measurement and Evaluation in Counseling and Development*, 27(4), 195-199.
- Kapoula, Z., & Le, T. T. (2006). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. [Comparative Study; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Exp Brain Res*, 173(3), 438-445.
- Kawakita, T., Kuno, S., Miyake, Y., & Watanabe, S. (2000). Body sway induced by depth linearvection in reference to central and peripheral visual field. *Jpn J Physiol*, 50(3), 315-321.
- Kennedy, R. S., & Fowlkes, J. E. (1992). Simulator Sickness Is Polygenic and polysymptomatic: Implications for Research. *The International Journal of Aviation Psychology*, 2(1), 23-38.
- Kennedy, R. S., Hettinger, L. J., Harm, D. L., Ord, J. M., & Dunlap, W. P. (1996). Psychophysical scaling of circularvection (CV) produced by optokinetic (OKN) motion: individual differences and effects of practice. [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *J Vestib Res*, 6(5), 331-341.
- Kennedy, R. S., Hettinger, L. J., & Lilienthal, M. G. (1990). Simulator sickness. In G. H. Crampton (Ed.), *Motion and Space Sickness*. Boca Raton, FL: CRC Press.

- Kennedy, R. S., & Stanney, K. M. (1996). Postural instability induced by virtual reality exposure: development of a certification protocol. [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Int J Hum Comput Interact*, 8(1), 25-47.
- Kennedy, R. S., Stanney, K. M., Rolland, J., Ord, M. J., & Mead, A. P. (2002). *Motion Sickness Symptoms and Perception of Self Motion from Exposure to Different Wallpaper Patterns*. Paper presented at the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting.
- Keshner, E. A. (2004). Virtual reality and physical rehabilitation: a new toy or a new research and rehabilitation tool? *J Neuroengineering Rehabil*, 1(1), 8.
- Kirby, R. L., Price, N. A., & MacLeod, D. A. (1987). The influence of foot position on standing balance. *J Biomech*, 20(4), 423-427.
- Kluzik, J., Horak, F. B., & Peterka, R. J. (2007). Postural after-effects of stepping on an inclined surface. [Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Neurosci Lett*, 413(2), 93-98.
- Kluzik, J., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (2007). Adaptation of postural orientation to changes in surface inclination. [Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Exp Brain Res*, 178(1), 1-17.
- Kollegger, H., Baumgartner, C., Wöber, C., Oder, W., & Deecke, L. (1992). Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults. *Eur Neurol*, 32(5), 253-259.
- Kunkel, M., Freudenthaler, N., Steinhoff, B. J., Baudewig, J., & Paulus, W. (1998). Spatial-frequency-related efficacy of visual stabilisation of posture. *Exp Brain Res*, 121(4), 471-477.
- Lagae, L., Raiguel, S., & Orban, G. A. (1993). Speed and direction selectivity of macaque middle temporal neurons. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurophysiol*, 69(1), 19-39.
- Lakha, L., & Humphreys, G. (2005). Lower visual field advantage for motion segmentation during high competition for selection. [Comparative Study; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Spat Vis*, 18(4), 447-460.
- Laurens, J., Awai, L., Bockisch, C. J., Hegemann, S., van Hedel, H. J., Dietz, V., et al. (2010). Visual contribution to postural stability: Interaction between target fixation or tracking and static or dynamic large-field stimulus. *Gait Posture*, 31(1), 37-41.
- Le Grand, Y. (1956). La distorsion en optique de lunetterie. *Annales d'optique oculaire*, 4, 1-8.
- Le, T. T., & Kapoula, Z. (2008). Role of ocular convergence in the Romberg quotient. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 27(3), 493-500.
- Lee, D. N. (1977). The function of vision. In H. L. S. Pick, E. (Ed.), *Modes of perceiving and processing information*. Hillsdale, N.J.: Erlbaum.
- Lestienne, F., Soechting, J., & Berthoz, A. (1977). Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Exp Brain Res*, 28(3-4), 363-384.
- Lopez, C., Lacour, M., Ballester, M., Anton, J. L., Nazarian, B., Roth, M., et al. (2006). Les zones corticales impliquées dans la perception de la verticale. In P. Rougier & M.

- Lacour (Eds.), *De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement* (pp. 97-113): Solal.
- Lord, S. R. (2006). Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii42-ii45.
- Lord, S. R., & Menz, H. B. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46(6), 306-310.
- Loughlin, P. J., & Redfern, M. S. (2001). Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 9(1), 24-30.
- Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., & Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. *Exp Brain Res*, 1-8.
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. *Phys Ther*, 77(5), 488-507.
- Martinez-Trujillo, J. C., Tsotsos, J. K., Simine, E., Pomplun, M., Wildes, R., Treue, S., et al. (2005). Selectivity for speed gradients in human area MT/V5. *Neuroreport*, 16(5), 435-438.
- Massion, J. (1993). [Major anatomico-functional relations in the cerebellum]. *Rev Neurol (Paris)*, 149(11), 600-606.
- Masson, G., Mestre, D. R., & Pailhous, J. (1995). Effects of the spatio-temporal structure of optical flow on postural readjustments in man. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Exp Brain Res*, 103(1), 137-150.
- Matheron, E., & Weber, B. (2006). Implication de l'entrée visuelle dans les asymétries toniques posturales : approche clinique. In D. Perennou & M. Lacour (Eds.), *Efficience et déficiences du contrôle postural* (pp. 261-270). Marseille: Solal.
- Maunsell, J. H., & Van Essen, D. C. (1983). Functional properties of neurons in middle temporal visual area of the macaque monkey. I. Selectivity for stimulus direction, speed, and orientation. *J Neurophysiol*, 49(5), 1127-1147.
- Maunsell, J. H., & Van Essen, D. C. (1987). Topographic organization of the middle temporal visual area in the macaque monkey: representational biases and the relationship to callosal connections and myeloarchitectonic boundaries. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Comp Neurol*, 266(4), 535-555.
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2005). Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res*, 1-20.
- McKee, S. P., & Nakayama, K. (1984). The detection of motion in the peripheral visual field. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Vision Res*, 24(1), 25-32.
- McKee, S. P., Silverman, G. H., & Nakayama, K. (1986). Precise velocity discrimination despite random variations in temporal frequency and contrast. *Vision Res*, 26(4), 609-619.
- Mergner, T., Maurer, C., & Peterka, R. J. (2003). A multisensory posture control model of human upright stance. *Prog Brain Res*, 142, 189-201.

- Mergner, T., Schweigart, G., Maurer, C., & Blumle, A. (2005). Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Exp Brain Res*, 167(4), 535-556.
- Merigan, W. H. (1996). Basic visual capacities and shape discrimination after lesions of extrastriate area V4 in macaques. *Vis Neurosci*, 13(1), 51-60.
- Merigan, W. H., & Maunsell, J. H. (1993). How parallel are the primate visual pathways? *Annu Rev Neurosci*, 16, 369-402.
- Milner, A. D., & Goodale, M. A. (2008). Two visual systems re-viewed. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Review]. *Neuropsychologia*, 46(3), 774-785.
- Moraes, R., Lopes, A. G., & Barela, J. A. (2009). Monocular vision and increased distance reducing the effects of visual manipulation on body sway. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Neurosci Lett*, 460(3), 209-213.
- Morgan, M. (1978). *The optics of ophthalmic lenses*. University of California, Berkeley: Professional Press, Inc. Chicago, Illinois.
- Movshon, J. A. (1990). Visual processing of moving images. In H. Barlow, C. Blakemore & M. Weston-Smith (Eds.), *Images and Understanding: Thoughts About Images; Ideas About Understanding* (pp. 122-137). New York: Cambridge Univ. Press.
- Movshon, J. A., Thompson, I. D., & Tolhurst, D. J. (1978). Spatial and temporal contrast sensitivity of neurones in areas 17 and 18 of the cat's visual cortex. *J Physiol*, 283, 101-120.
- Musolino, M. C., Loughlin, P. J., Sparto, P. J., & Redfern, M. S. (2006). Spectrally similar periodic and non-periodic optic flows evoke different postural sway responses. *Gait Posture*, 23(2), 180-188.
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organisation of human postural movements : a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Res*, 8, 135-172.
- Nichols, D. S., Glenn, T. M., & Hutchinson, K. J. (1995). Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther*, 75(8), 699-706.
- Nougier, V., Bard, C., Fleury, M., & Teasdale, N. (1998). Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. *J Exp Child Psychol*, 68(3), 202-215.
- Oie, K. S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res*, 14(1), 164-176.
- Oman, C. M. (1982). A heuristic mathematical model for the dynamics of sensory conflict and motion sickness. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Acta Otolaryngol Suppl*, 392, 1-44.
- Oman, C. M. (1990). Motion sickness: a synthesis and evaluation of the sensory conflict theory. [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.; Review]. *Can J Physiol Pharmacol*, 68(2), 294-303.
- Orban, G. A., de Wolf, J., & Maes, H. (1984). Factors influencing velocity coding in the human visual system. *Vision Res*, 24(1), 33-39.

- Orban, G. A., Kennedy, H., & Bullier, J. (1986). Velocity sensitivity and direction selectivity of neurons in areas V1 and V2 of the monkey: influence of eccentricity. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurophysiol*, 56(2), 462-480.
- Orban, G. A., Kennedy, H., & Maes, H. (1981). Response to movement of neurons in areas 17 and 18 of the cat: velocity sensitivity. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurophysiol*, 45(6), 1043-1058.
- Orr, R., de Vos, N. J., Singh, N. A., Ross, D. A., Stavrinou, T. M., & Fiatarone-Singh, M. A. (2006). Power training improves balance in healthy older adults. [Randomized Controlled Trial; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61(1), 78-85.
- Owen, N., Leadbetter, A. G., & Yardley, L. (1998). Relationship between postural control and motion sickness in healthy subjects. *Brain Res Bull*, 47(5), 471-474.
- Paulus, W., Straube, A., Krafczyk, S., & Brandt, T. (1989). Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Exp Brain Res*, 78(2), 243-252.
- Paulus, W. M., Straube, A., & Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, 107 (Pt 4), 1143-1163.
- Perenin, M. T., & Vighetto, A. (1988). Optic ataxia: a specific disruption in visuomotor mechanisms. I. Different aspects of the deficit in reaching for objects. *Brain*, 111 (Pt 3), 643-674.
- Perrin, P. P., Jeandel, C., Perrin, C. A., & Bene, M. C. (1997). Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. [Comparative Study]. *Gerontology*, 43(4), 223-231.
- Perrone, J. A. (2004). A visual motion sensor based on the properties of V1 and MT neurons. *Vision Res*, 44(15), 1733-1755.
- Perrone, J. A. (2006). A single mechanism can explain the speed tuning properties of MT and V1 complex neurons. *J Neurosci*, 26(46), 11987-11991.
- Perrone, J. A., & Thiele, A. (2001). Speed skills: measuring the visual speed analyzing properties of primate MT neurons. *Nat Neurosci*, 4(5), 526-532.
- Perrone, J. A., & Thiele, A. (2002). A model of speed tuning in MT neurons. *Vision Res*, 42(8), 1035-1051.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88(3), 1097-1118.
- Peterka, R. J., & Benolken, M. S. (1995). Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Exp Brain Res*, 105(1), 101-110.
- Peterka, R. J., & Black, F. O. (1990). Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Vestib Res*, 1(1), 73-85.
- Piponnier, J. C., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2009). Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *J Vis*, 9(1), 13 11-10.

- Pitman, J. R., & Yolton, R. L. (1983). Etiology and treatment of motion sickness: a review. *J Am Optom Assoc*, 54(1), 31-38.
- Previc, F. H. (1990). Functional specialization in the lower and upper visual fields in humans : its ecological origins and neurophysiological implications. *Behav Brain Res*, 13, 519-575.
- Price, N. S., Ono, S., Mustari, M. J., & Ibbotson, M. R. (2005). Comparing acceleration and speed tuning in macaque MT: physiology and modeling. [Comparative Study; Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Neurophysiol*, 94(5), 3451-3464.
- Priebe, N. J., Lisberger, S. G., & Movshon, J. A. (2006). Tuning for spatiotemporal frequency and speed in directionally selective neurons of macaque striate cortex. [Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurosci*, 26(11), 2941-2950.
- Pyykko, I., Jantti, P., & Aalto, H. (1990). Postural control in elderly subjects. [Comparative Study]. *Age Ageing*, 19(3), 215-221.
- Ramnani, N. (2011). Frontal Lobe and Posterior Parietal Contributions to the Cortico-cerebellar System. *Cerebellum*.
- Ravaoli, E., Oie, K. S., Kiemel, T., Chiari, L., & Jeka, J. J. (2005). Nonlinear postural control in response to visual translation. *Exp Brain Res*, 160(4), 450-459.
- Reason, J. (1978). Motion sickness: Some theoretical and practical considerations. *Appl Ergon*, 9(3), 163-167.
- Reason, J. T., & Brand, J. J. (1975). Motion Sickness. *Academic Press, London*, 83-101.
- Reed-Jones, R. J., Vallis, L. A., Reed-Jones, J. G., & Trick, L. M. (2008). The relationship between postural stability and virtual environment adaptation. *Neurosci Lett*, 435(3), 204-209.
- Regan, D., Erkelens, C. J., & Collewyn, H. (1986). Visual field defects for vergence eye movements and for stereomotion perception. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 27(5), 806-819.
- Reisbeck, T. E., & Gegenfurtner, K. R. (1999). Velocity tuned mechanisms in human motion processing. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Vision Res*, 39(19), 3267-3285.
- Rezec, A. A., & Dobkins, K. R. (2004). Attentional weighting: a possible account of visual field asymmetries in visual search? [Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Spat Vis*, 17(4-5), 269-293.
- Rhawn, J. (2011). Origins of Thought: Consciousness, Language, Egocentric Speech and the Multiplicity of Mind. In S. R. P. S. Hameroff (Ed.), *The Universe and Consciousness*. Cambridge: Cosmology Science Publishers.
- Riach, C. L., & Hayes, K. C. (1987). Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurol*, 29(5), 650-658.
- Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1991). An ecological theory of motion sickness and postural instability. *Ecological Psychology*, 3(3), 195-240.

- Robertson, R. T., & Cunningham, T. J. (1981). Organization of corticothalamic projections from parietal cortex in cat. *J Comp Neurol*, 199(4), 569-585.
- Roelfsema, P. R., Engel, A. K., Konig, P., & Singer, W. (1997). Visuomotor integration is associated with zero time-lag synchronization among cortical areas. *Nature*, 385(6612), 157-161.
- Scannell, J. W., Blakemore, C., & Young, M. P. (1995). Analysis of connectivity in the cat cerebral cortex. *J Neurosci*, 15(2), 1463-1483.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: postural control from a development perspective. *J Mot Behav*, 17(2), 131-147.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (1995). *Motor Control. Theory and Practical Applications*. Baltimore M.D.
- Shupak, A., & Gordon, C. R. (2006). Motion sickness: advances in pathogenesis, prediction, prevention, and treatment. [Review]. *Aviat Space Environ Med*, 77(12), 1213-1223.
- Simoneau, G. G., Leibowitz, H. W., Ulbrecht, J. S., Tyrrell, R. A., & Cavanagh, P. R. (1992). The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55 to 70 years of age. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Gerontol*, 47(5), M151-158.
- Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*, 3(3), 115-122.
- Smart, L. J., Jr., Pagulayan, R. J., & Stoffregen, T. A. (1998). Self-induced motion sickness in unperturbed stance. *Brain Res Bull*, 47(5), 449-457.
- Smart, L. J., Jr., Stoffregen, T. A., & Bardy, B. G. (2002). Visually induced motion sickness predicted by postural instability. *Hum Factors*, 44(3), 451-465.
- Smart, L. J., Otten, E. W., & Stoffregen, T. A. (2007). It's Turtles all the Way Down: A Comparative Analysis of Visually Induced Motion Sickness. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 51st Annual Meeting*, 51(27), 1631-1634.
- Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 49(2), 169-177.
- Sparto, P. J., Jasko, J. G., & Loughlin, P. J. (2004). Detecting postural responses to sinusoidal sensory inputs: a statistical approach. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 12(3), 360-366.
- Sparto, P. J., Redfern, M. S., Jasko, J. G., Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., & Furman, J. M. (2005). The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years. *Exp Brain Res*, 1-12.
- Sparto, P. J., Redfern, M. S., Jasko, J. G., Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., & Furman, J. M. (2006). The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years. *Exp Brain Res*, 168(4), 505-516.
- Spinks, A., & Wasiak, J. (2011). Scopolamine (hyoscine) for preventing and treating motion sickness. [Meta-Analysis; Review]. *Cochrane Database Syst Rev*(6), CD002851.

- Stanney, K., Kennedy, R. S., & Drexler, J. M. (1997). *Cybersickness is not simulator sickness*. Paper presented at the 41st Human Factors and Ergonomics Society.
- Stanney, K. M., Hale, K. S., Nahmens, I., & Kennedy, R. S. (2003). What to expect from immersive virtual environment exposure: influences of gender, body mass index, and past experience. *Hum Factors*, 45(3), 504-520.
- Stanney, K. M., Kennedy, R. S., Drexler, J. M., & Harm, D. L. (1999). Motion sickness and proprioceptive aftereffects following virtual environment exposure. [Clinical Trial; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Appl Ergon*, 30(1), 27-38.
- Stelmach, G. E., Teasdale, N., Di Fabio, R. P., & Phillips, J. (1989). Age related decline in postural control mechanisms. [Comparative Study; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Int J Aging Hum Dev*, 29(3), 205-223.
- Stoffregen, T. A. (1985). Flow structure versus retinal location in the optical control of stance. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 11(5), 554-565.
- Stoffregen, T. A., Faugloire, E., Yoshida, K., Flanagan, M. B., & Merhi, O. (2008). Motion sickness and postural sway in console video games. [Comparative Study; Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Hum Factors*, 50(2), 322-331.
- Stoffregen, T. A., & Smart, L. J., Jr. (1998). Postural instability precedes motion sickness. *Brain Res Bull*, 47(5), 437-448.
- Stoffregen, T. A., Yoshida, K., Villard, S. J., Scibora, L., & Bardy, B. G. (2010). Stance Width Influences Postural Stability and Motion Sickness. *Ecological Psychology*, 22, 169-191.
- Straube, A., Paulus, W., & Brandt, T. (1990). Influence of visual blur on object-motion detection, self-motion detection and postural balance. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Behav Brain Res*, 40(1), 1-6.
- Tanaka, K., & Saito, H. (1989). Analysis of motion of the visual field by direction, expansion/contraction, and rotation cells clustered in the dorsal part of the medial superior temporal area of the macaque monkey. *J Neurophysiol*, 62(3), 626-641.
- Tia, B., Paizis, C., Mourey, F., & Pozzo, T. (2012). Do equilibrium constraints modulate postural reaction when viewing imbalance? *Brain and Cognition*, 79(2), 89-95.
- Timmis, M. A., Johnson, L., Elliott, D. B., & Buckley, J. G. (2010). Use of single-vision distance spectacles improves landing control during step descent in well-adapted multifocal lens-wearers. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 51(8), 3903-3908.
- Ujike, H., Yokoi, T., & Saida, S. (2004). Effects of virtual body motion on visually-induced motion sickness. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 4, 2399-2402.
- Ungerleider, L. G., & Mishkin, M. (1982). Analysis of visual behavior. In M. R. J. e. Ingle D.J. Goodale M.A. (Ed.), *Two cortical visual systems* (pp. 549-586). Cambridge Mass, MIT Press.
- Ustinova, K., & Perkins, J. (2011). Gaze and viewing angle influence visual stabilization of upright posture. *Brain Behav*, 1(1), 19-25.

- van Asten, W. N., Gielen, C. C., & Denier van der Gon, J. J. (1988a). A. Postural movements induced by rotations of visual scenes. *J Opt Soc Am A*, 5(10), 1781-1789.
- van Asten, W. N., Gielen, C. C., & Denier van der Gon, J. J. (1988b). B. Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments. *Exp Brain Res*, 73(2), 371-383.
- van der Glas, H. W., Orban, G. A., Joris, P. X., & Verhoeven, F. J. (1981). Direction selectivity in human visual perception, investigated with low contrast gratings. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Acta Psychol (Amst)*, 48(1-3), 15-23.
- van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., & van der Helm, F. (2001). An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biol Cybern*, 84(2), 103-115.
- Van Essen, D. C., & DeYoe, E. A. (1995). Concurrent processing in the primate visual cortex *The Cognitive Neurosciences* (pp. 383-400): MIT Press.
- Van Essen, D. C., & Maunseel, J. H. R. (1983). Hierarchical organization and functional streams in the visual cortex. *Trends in Neuroscience*, 6, 370-375.
- Van Essen, D. C., Newsome, W. T., & Maunsell, J. H. (1984). The visual field representation in striate cortex of the macaque monkey: asymmetries, anisotropies, and individual variability. [Research Support, Non-U.S. Gov't; Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Vision Res*, 24(5), 429-448.
- Vidal, P. P., Berthoz, A., & Millanvoeye, M. (1982). Difference between eye closure and visual stabilization in the control of posture in man. *Aviat Space Environ Med*, 53(2), 166-170.
- Villard, S. J., Flanagan, M. B., Albanese, G. M., & Stoffregen, T. A. (2008). Postural instability and motion sickness in a virtual moving room. [Comparative Study; Evaluation Studies; Research Support, N.I.H., Extramural; Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Hum Factors*, 50(2), 332-345.
- Walsh, V., Butler, S. R., Carden, D., & Kulikowski, J. J. (1992). The effects of V4 lesions on the visual abilities of macaques: shape discrimination. *Behav Brain Res*, 50(1-2), 115-126.
- Warwick-Evans, L. A., Masters, I. J., & Redstone, S. B. (1991). A double-blind placebo controlled evaluation of acupressure in the treatment of motion sickness. [Clinical Trial; Randomized Controlled Trial]. *Aviat Space Environ Med*, 62(8), 776-778.
- Warwick-Evans, L. A., Symons, N., Fitch, T., & Burrows, L. (1998). Evaluating sensory conflict and postural instability. Theories of motion sickness. [Clinical Trial]. *Brain Res Bull*, 47(5), 465-469.
- Wertheimer, M. (1912). Experimentelle studien uber das Sehen von Beuegung. *Zeitschrift für Psychologie und Physiologie der Sinnesorgane*, 61, 161-265.
- Whitney, S. L., Sparto, P. J., Hodges, L. F., Babu, S. V., Furman, J. M., & Redfern, M. S. (2006). Responses to a virtual reality grocery store in persons with and without vestibular dysfunction. *Cyberpsychol Behav*, 9(2), 152-156.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.

- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol*, 16(1-2), 31-51.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*, 80(3), 1211-1221.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol*, 85(6), 2630-2633.
- Wise, S. P., Boussaoud, D., Johnson, P. B., & Caminiti, R. (1997). Premotor and parietal cortex: corticocortical connectivity and combinatorial computations. *Annu Rev Neurosci*, 20, 25-42.
- Yamamoto, T. (1981). Changes in postural stability with special reference to age. In A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior & A. Wit (Eds.), *Biomechanics VII-A* (pp. 169-173). Baltimore: University Park Press.

Annexe 1

Visual distortion, postural balance and perception-action in a full-immersion virtual reality environment: The NSERC-Essilor industrial Chair projects

Implication de l'auteur de la thèse dans la réalisation de cet article

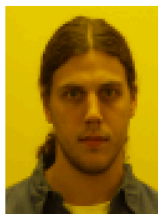
L'auteur de cette thèse a été impliqué au niveau de l'expérimentation et de l'analyse des résultats des expériences en lien avec la réalité posturale induite par les distorsions visuelles. Il a réalisé l'ensemble des mesures expérimentales et des analyses.



Visual distortion, postural balance and perception-action
in a full-immersion virtual reality environment:
The NSERC-Essilor industrial Chair projects
Distorsión visual, equilibrio de la postura y percepción-acción,
en inmersión total en un entorno de realidad virtual:
Los proyectos de la dirección industrial de NSERC-Essilor



Jocelyn
Faubert ^a



Rémy
Allard ^b



Jean-Marie
Hanssens ^b

^a Director of the NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception

^b Doctoral students members of the NSERC-Essilor Chair
École d'Optométrie, Université de Montréal

Abstract

This paper will describe projects that are an integral part of the NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception. The present focus will be strictly on the projects that are performed in the full-immersion virtual reality laboratory present at the Visual Perception and Psychophysics Laboratory of the École d'Optométrie of Université de Montréal. We will describe experiments that assess the impact of distorted vision and sway on postural balance followed by the perception-action experiments that have been designed for the research Chair projects. The general preliminary results show that visual distortion has a strong impact on postural balance under specific conditions but very little impact under others. These studies will help us better understand when distortions do or do not influence human behavior and, ultimately, will guide us for the design of better ophthalmic lenses.

Context

In September of 2004 the NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception was officially inaugurated. This three-way partnership between Government, Industry, and Academia involves a \$1 500 000 (cdn) investment over a five year period. The partners are Essilor, the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC), and Université de Montréal.

Preámbulo

Detallaremos en este artículo los proyectos que forman parte integrante de la Cátedra de la "NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception". Trataremos especialmente de los proyectos que se desarrollan en el laboratorio de inmersión total en la realidad virtual que funciona en el Laboratorio de Percepción visual y psicofísica de la Escuela de optometría de la Universidad de Montreal ("Full-immersion virtual reality laboratory" del "Visual Perception and Psychophysics Laboratory" de la "École d'Optométrie" de la "Université de Montreal"). Entre las experiencias realizadas, describiremos las que demuestran el impacto de la visión deformada y del equilibrio de la postura tras los experimentos de percepción-acción concebidos para los proyectos de investigación del organismo citado. Por lo general, los resultados preliminares demuestran que la distorsión visual influye sobremanera en el equilibrio de la postura bajo ciertas condiciones específicas, mientras influye poquísimo bajo condiciones distintas. Dichos estudios nos ayudarán a entender mejor cuáles son las circunstancias que influyen el comportamiento humano y cuáles no y, finalmente, nos guiarán para concebir lentes oftálmicas cada vez más eficaces.

Contexto

En septiembre del 2004, se inauguró la "NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception" de manera oficial. Se trata de una asociación de tres entidades: el gobierno, la industria y la universidad, con un presupuesto de 1 500 000 de dólares canadienses durante cinco años.



The aging demographics clearly indicate that the mean age of the North American and European population is increasing rapidly. Presbyopia is a well known consequence of the aging human eye. Almost 100% of the population will be faced with this problem in the 50s and the majority of humans will show signs of presbyopia in the 40s. Because near vision is increasingly important in the work environment and for leisure, an adequate correction strategy for this problem becomes a primordial issue for the aging population.

The most ancient, and still the most efficient, correction for presbyopia remains the ophthalmic lens. Although there have been recent advances in surgical techniques, the short term benefits are still uncertain and nothing is known about the long term consequences. One thing is certain, surgical procedures cannot change the properties of optical physics and simultaneously resolve the problem of near and distance correction without a certain tradeoff.

As we move about in the environment we are often faced with a number of visual distortions caused by different refractive gradients yet we appear to compensate for them in an effortless manner. However, there are distortions that must influence our behaviors in a significant manner. By distortion here we refer to how the geometry of an image changes when light rays travel through different refractive gradients. An example of naturally occurring distortions is seeing a straight stick as bent when a portion is submerged in water. In its simplest form, one can describe such distortions in the context of ophthalmic lenses as being present when a straight line is seen as curved when seen through the lens. The most common cause of visual distortions that an observer is faced with comes from ametropia correction with ophthalmic lenses. While corrections for myopia or hyperopia should yield symmetric distortions if the lenses are appropriately adjusted, a special case of non-symmetric distortion is present when observers use bifocal or progressive lenses that correct both for ametropia and presbyopia (Faubert, 2002).

The question is how much do these visual distortions influence our behaviors such as reaching, walking or posture control? The latter is the main focus of the present studies.

Postural control is influenced by visual information. Studies have shown that even a simple visual defocus will increase instability if input from other sensory modalities were disrupted (Anand, Buckley, Scally, Elliott, 2002). Some studies explicitly examined the effect of sway on postural balance. For example, Kay and Warren (2001) studied observers for posture and gait coupling changes as a function of optic flow where sinusoidal oscillations were introduced. Although studies such as these give us some notions as to what visual information may produce postural imbalance and the coupling of posture and gait, we cannot directly extrapolate to our specific interest of induced lens distortions on posture as their distortions do not mimic the sway observed through progressive lenses such as presented above. In our case we want to introduce simultaneous lateral displacement and, in some cases, image magnification and perceived depth changes of the images on the floor for instance. As described below, we can do this in the context of the CAVE environment because we can simultaneously manipulate the entire visual field in a stereoscopic viewing condition while correcting for viewer perspective to allow for a true, real life, viewing condition. We will therefore present three

En ella participan Essilor, el "Natural Sciences and Engineering Research Council" (NSERC), y la Universidad de Montreal.

Basta con contemplar una tabla de la demografía universal para darse cuenta del neto y rápido envejecimiento de la población en Norteamérica y en Europa. Y harto sabemos que, a partir de cierta edad, la presbicia afecta ineluctablemente a todos. Casi todos la tienen hacia los cincuenta y la mayoría empiezan a sentir sus primeros síntomas a partir de los cuarenta. Y como es casi indispensable recuperar la nitidez de la visión, tanto para el trabajo como para los actos de la vida corriente, es indispensable adoptar una estrategia de corrección eficaz para la población que envejece.

La solución más antigua para la presbicia es la lente de corrección, que, por cierto, sigue siendo aún la más eficaz. Pese a los recientes progresos en materia de cirugía correctiva, nos faltan datos sobre su eficacia a corto plazo y carecemos totalmente de ellos a largo plazo. Lo que sí es cierto, es que la cirugía no puede cambiar las propiedades intrínsecas de la física ocular y corregir la visión de cerca y de lejos sin acarrear ciertos inconvenientes.

Al movernos en nuestro entorno nos vemos confrontados a diversas distorsiones visuales, provocadas por los distintos gradientes de la refracción, pero parece que las compensamos sin esfuerzo alguno. Sin embargo, algunas de dicha distorsiones han de influenciar nuestro comportamiento de forma notable. Por distorsión entendemos cómo la geometría de una imagen dada cambia en función del trayecto de los rayos luminosos a través de diversos gradientes de refracción. Un ejemplo de una distorsión natural es cómo vemos a un bastón rectilíneo curvarse al sumergir uno de sus extremos en el agua. Para simplificar, y en el contexto de las lentes oftálmicas, podemos decir que se producen dichas distorsiones cuando miramos una línea recta a través de una lente, y que nos parece ser curva. Las más corrientes son las que percibe un amétrope que lleve lentes de corrección. Mientras que las lentes de corrección de la miopía o de la hipermetropía, bien realizadas, provocan distorsiones simétricas, existe un caso específico de distorsión asimétrica cuando la persona usa lentes bifocales o progresivas que corrigen simultáneamente la ametropía y la presbicia (Faubert, 2002).

Lo que quisiéramos saber es cómo dichas distorsiones visuales afectan nuestro comportamiento, por ejemplo cuando tratamos de alcanzar un objeto con la mano, o andamos, o simplemente controlamos nuestra postura. En este estudio trataremos de este último aspecto de la cuestión.

Controlamos nuestra postura en función de las informaciones visuales que nos van llegando a la retina. Ciertos estudios han demostrado que un mero desenfoque visual aumenta la inestabilidad en cuanto se interrumpe la llegada de otras informaciones sensoriales (Anand, Buckley, Scally, Elliott, 2002). Otros se consagraron más especialmente a los efectos sobre el equilibrio postural. Por ejemplo, Kay y Warren (2001) estudiaron las consecuencias sobre la postura y la forma de caminar en función del flujo óptico si se introducen oscilaciones sinusoidales. Incluso si este tipo de estudios nos proporciona ciertas nociones sobre cómo la información visual llega a inducir desequilibrios posturales y modificar la forma de andar, no por ello podemos extrapolar y aplicar a nuestro tema de estudio las distorsiones de la postura provocadas por lentes, ya que dichas distorsiones no reproducen el titubeo que existe al mirar a través de lentes progresivas anteriormente citado. En el caso que nos ocupa, deseamos inducir desplazamientos laterales simultáneos y, en ciertas ocasiones, observar cambios de la profundidad de las imágenes, por ejemplo sobre el suelo. Como mostraremos, podemos realizarlo en el contexto de un entorno CAVE, porque en él podemos manipular simultáneamente la totalidad del



experimental prototypes that we have developed for the questions of interest in the context of the Chair.

General procedure

In all the experiments or designs described below, we use the CAVE environment available in our laboratory. Our CAVE (for Cave Automatic Virtual Environment) environment consists of three projection walls and a floor and each surface is 2.44x2.44 m (Figure 1). Four high-resolution projectors are synchronized and the image is updated in real time to maintain the true viewing perspective of the observer (no false parallax). This is achieved by tracking all the head movements of the observer with a flock-of-bird magnetic motion tracking system. The advantage of such a set-up over head-mounted displays (HMD) is well documented (ref). Anyone who has had the opportunity to experience the CAVE knows that there is a strong sense of presence, that is, the observer really feels part of the virtual world.

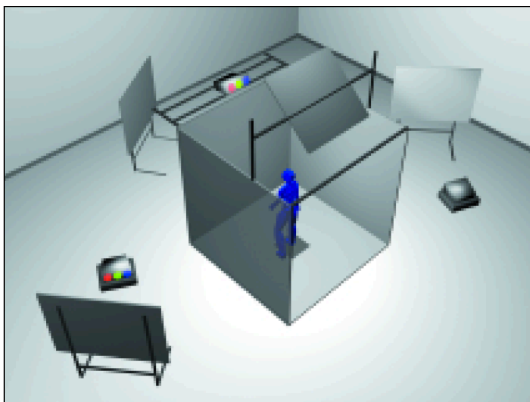


Figure 1 An illustration of our CAVE setup, which includes 4 stereoscopic projected surfaces and a motion tracker system. Everything is synchronized in real-time.

Ilustración de nuestra instalación CAVE, compuesto de 4 superficies de proyección estereoscópica y de un sistema de persecución del movimiento, todo ello sincronizado en tiempo real.

We will now describe three experimental protocols used in the context of the NSERC-Essilor Industrial Chair. The first (WAVE) protocol uses "wave-like" visual stimuli that move in ways similar to some ophthalmic distortions. The second (TILTING) protocol simulates sway by having the virtual floor move laterally up and down in peripheral vision and the third (EYE-HEAD AND REACHING) protocol examines the coupling of perception and action in normal and induced distortion conditions. In the first two protocols we are using passive viewing conditions. That is, the observer is asked to fixate a point and stand still while viewing 60-second sequences of scenes. In the reaching experiments, the observer is asked to either to move their head and eyes in a normal fashion to fixate targets presented away from a starting point and/or guide their hands from a starting point towards a presented target in the virtual world.

Wave experiments

Figure 2 illustrates the experimental conditions and setup used to perform the first series of experiments. Notice that the "waves" are generated such that any theoretical distortion can be generated.

campo visual en condiciones de mirada estereoscópica mientras corregimos la perspectiva de la visión, para reproducir fielmente las condiciones visuales en el mundo real. Así pues, presentaremos tres prototipos experimentales que hemos puesto a punto para los asuntos interesantes en el contexto de los estudios de la Cátedra.

Procedimiento general

Hemos empleado el entorno CAVE, disponible en nuestro laboratorio, para todos los experimentos anteriormente citados. Nuestro entorno visual CAVE (que significa Entorno Visual Automático Experimental) consiste en tres paredes de proyección y un suelo, cada uno de ellos de 2.44x2.44 m (Figura 1). Cuatro proyectores de alta resolución están sincronizados y la imagen se actualiza en tiempo real para mantener la verdadera perspectiva visual del observador (sin falso paralaje). Tal resultado se obtiene siguiendo la totalidad de los movimientos de la cabeza del observador con un sistema magnético "flock-of-bird" de seguimiento del movimiento. Existe bastante documentación sobre la eficacia de este sistema de proyecciones con respecto a los "overhead-mounted displays (HMD)" (ref). Quien ya haya probado el CAVE sabe bien que induce una fuerte sensación de presencia, es decir que el espectador se siente realmente en el mundo virtual.

Describimos los tres protocolos de experimentación que hemos empleado en el contexto de la Cátedra "NSERC-Essilor Industrial". El primero (WAVE), emplea estímulos visuales de "simili-onda" que se mueven de forma semejante a la de ciertas distorsiones oftálmicas. El segundo protocolo (TILTING), simula el titubeo al moverse el suelo virtual lateralmente arriba y abajo en visión periférica, mientras que con el tercero (EYE-HEAD y REACHING) se examina el acoplamiento entre la percepción y acción en condiciones normales e inducidas, es decir que se le pide al observador que fije la mirada en un punto y permanezca inmóvil mientras mira secuencias de escenas que duran 60 segundos cada una. En otros experimentos se le pide que mueva la cabeza y ojos como lo hace de costumbre para fijar la mirada en puntos que se le presentan a partir del punto inicial o aun que siga con la mano, a partir de un punto inicial hacia el blanco que se le muestra en el mundo virtual.

Experimentos Wave

La figura 2 ilustra las condiciones y el decorado iniciales que sirven para la primera serie de experiencias. Obsérvese que las "olas" se generan para poder provocar cualquier clase de distorsión teórica.

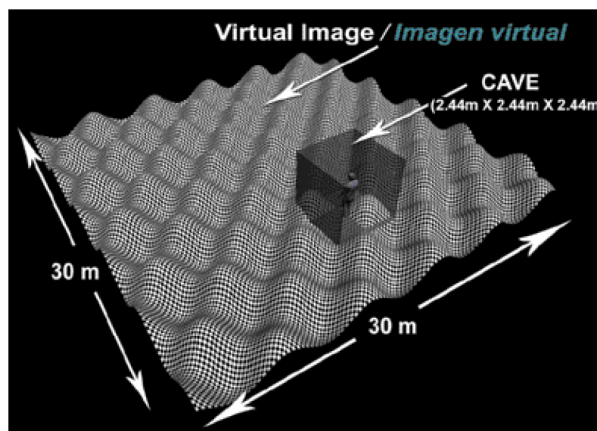


Figure 2 Illustration of the "wave" experiment configuration. *Ilustración de la configuración experimental "wave" (olas).*

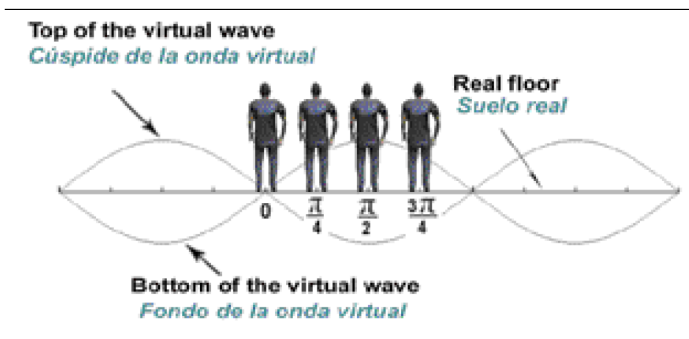


Figure 3 Illustration of the protocols used in the wave experiments. The different human figures represent different standing positions relative to the waves as a function of phase conditions.

Ilustración de los protocolos empleados en la experiencia de las olas. Las diferentes siluetas humanas representan diversas posiciones de pie con respecto a las olas en tanto que función de las condiciones de base.

Figure 3 demonstrates how the phase of the wave can be changed so that the observer can see the oncoming waves from different perspectives. With this methodology, the size (frequency), height (amplitude), phase and speed of the oncoming waves can be changed so that any possible parameter combination can be generated. Our initial study has been published elsewhere (Faubert & Allard, 2004). A number of parameters mentioned above were studied and it was determined that we could easily generate postural imbalance where the greatest instability was for lateral movements (left-right). One of the most interesting finding was that the postural instability generated by the waves showed a different profile if the subject was asked to fixate on the floor at one meter distance versus when the subject was asked to fixate the horizon (30 meters).

Figure 4 illustrates this fact where the subjects were more stable when fixating the floor at one meter, as compared to when they were fixating at far, when there was no distortion but less stable when there was distortion particularly with high amplitude waves. This initial experiment demonstrated that there are clearly measurable postural changes when observers are looking at distorted patterns under certain conditions. Postural instability was evaluated using the "instability index" developed by Faubert & Allard (2004). This represents the total amount of body movement generated by a given condition. Therefore, the higher the index, the more the subject was demonstrating body movements relative to a normal standing position. Follow-up studies using similar methods will determine what is the minimal amplitude necessary to induce postural instability and how this relates to ophthalmic lens design and aging.

Tilting floor experiments

Another way of looking at distortion is just to focus on the aspect of sway. We define sway in this case as the up and down movement of images in our side vision (visual periphery). An example of such a protocol we have developed is presented in Figure 5. Our preliminary results showed that, unlike the wave experiments, the fixation distance did not matter in this case. This makes sense as the movement is essentially around the central line of fixation when it is maintained. In this design we can alter the amplitude of the movement as to generate different movement speeds (Figure 6).

The main results show that the amount of postural sway dramatically depends on the speed of the movement. In this case,

La figura 3 muestra cómo se puede modificar la fase inicial de la ola para que el espectador las vaya viendo llegar desde distintas perspectivas. Con dicho método se puede cambiar el tamaño (frecuencia), la altura (amplitud), la fase y la velocidad de las olas siguientes, de tal forma que se logre obtener cualquier combinación de parámetros. Ya hemos publicado en otra parte nuestro estudio inicial (Faubert & Allard, 2004). Estudiamos varios de los parámetros anteriormente mencionados y logramos demostrar que podíamos generar un desequilibrio postural más fácilmente cuando la mayor inestabilidad provenía de movimientos laterales (izquierda-derecha). Uno de los resultados más interesantes fue el comprobar que la inestabilidad postural causada por las olas era muy distinta si se pedía a la persona que mirase al suelo a una distancia de un metro o si se le decía que mirase al horizonte (30 metros).

La figura 4 demuestra que los sujetos se sienten más estables si miran al suelo a un metro de distancia que si miran hacia la lejanía, sin distorsión, pero menos estables con distorsión, especialmente con las de gran amplitud. Esta primera experiencia demostró que existen netas diferencias de postura, fáciles de medir, cuando los observadores miran a figuras con distorsión en ciertas condiciones. La inestabilidad de la postura se midió con un índice de inestabilidad" ideado por Faubert & Allard (2004). Toma en cuenta la cantidad total de los movimientos corporales generados por distintas condiciones. Se comprobó que cuanto mayor era el índice, tanto más el sujeto mostraba movimientos corporales con respecto a una forma normal de estar de pie. Con otros estudios y empleando métodos similares se podrá determinar cuál es la amplitud mínima requerida para generar una inestabilidad postural y cómo usar los datos obtenidos para mejorar el diseño de las lentes oftálmicas y su eficacia.

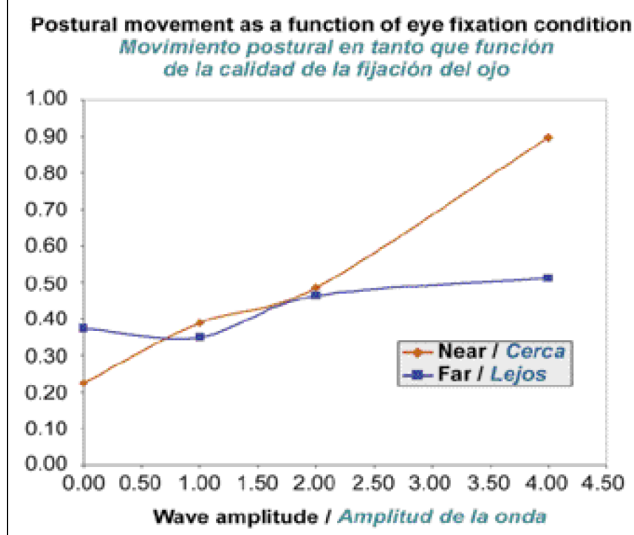


Figure 4 Shows the overall mean result of five observers for the two fixation conditions used in the experiment. The y-axis represents magnitude of movement and the x-axis shows the amplitude of the waves (in feet) used in the stimulus.

Muestra los resultados promediados de cinco observadores en dos condiciones de Mirada usadas en la experiencia. El eje y representa la magnitud del movimiento y el x la amplitud de las olas (en pies) empleadas para los estímulos.

Experiencias de suelo vacilante

Otra manera de considerar la distorsión consiste en fijarse únicamente en el efecto de oscilación. Entendemos aquí por oscilación el movimiento hacia arriba y hacia abajo de imágenes en nuestra visión lateral (visión periférica). En la figura 5

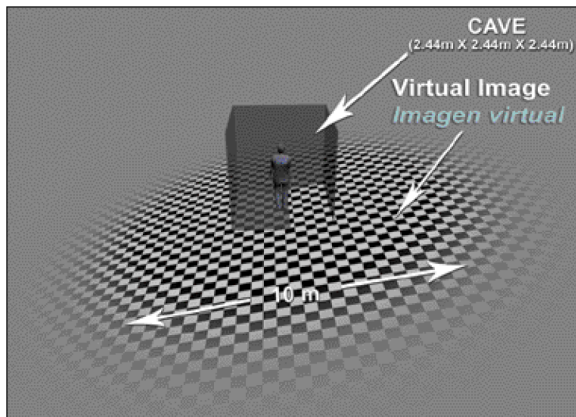


Figure 5 Shows the display used in the tilting floor experiments. An attenuation at the edges was used so the observer could not respond to edge cues of the virtual surface. 10 m of the floor were visible at full contrast.
Muestra el sistema usado para las experiencias de suelo oscilante. Se recurrió a una atenuación en los bordes para que el observador no pueda responder a los estímulos del borde de la superficie virtual. Se veían con pleno contraste 10 m de suelo.

the slower movements show greater amplitudes of displacement. In fact, at relatively slow speeds, the observers appear phase locked with the stimulus much like a pendulum but with a small phase delay (Figure 7). We can also use this design to determine how much phase-lag the observers demonstrate. When observers have zero phase-lag, their body moves perfectly

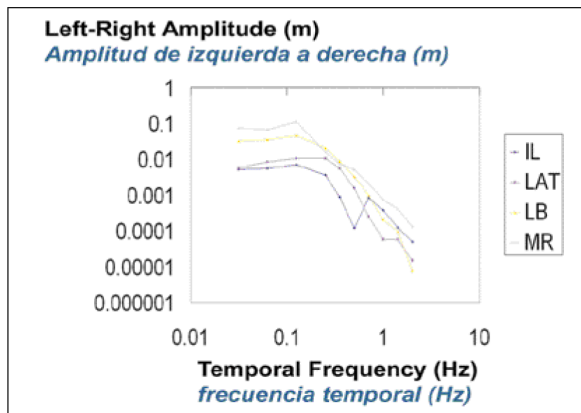


Figure 7 Left-right amplitude of movement as a function of temporal frequency of sway. Data for four individual subjects are shown.
Amplitud de movimiento lateral en función de la frecuencia temporal de la oscilación. Datos medidos en cuatro sujetos distintos.

in synchrony with the virtual floor. Each response curves can be fit with a sinusoid as demonstrated in Figure 8. What this figure shows is that at relatively slow speeds, the response curves can be characterized almost perfectly by a sinusoid, which corresponds with the virtual floor movement pattern. These fits actually are used to derive both the amplitude of the movement as a function of speed shown in Figure 7 and the phase delay demonstrated in Figure 9. Figure 9 shows that as the sway speed increases, so does the phase lag. So generally, maximum body sway is generated by a speed of 0.5 Hz and amplitude decreases and phase lag increases as a function of speed increase. These response characteristics demonstrate that we can produce consistent body sway patterns as a function of our stimuli. The next question is to determine how aging and presbyopia change these very consistent response patterns.

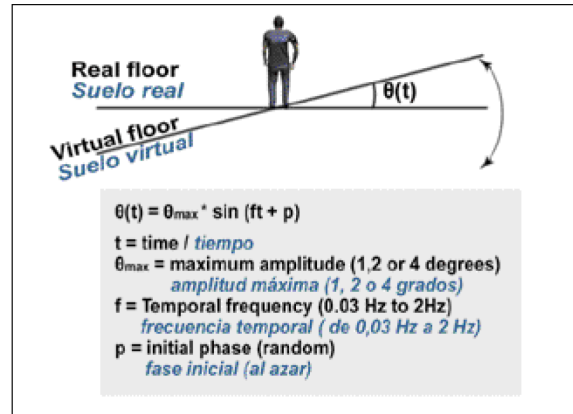


Figure 6 Illustration of the different sway conditions used in the tilting floor experiments
Ilustración de las diferentes condiciones de oscilación empleadas para las experiencias con suelo tambaleante.

mostramos un ejemplo de protocolo experimental utilizado por nosotros. Los primeros resultados obtenidos muestran que, contrariamente a lo que sucede en la experiencia con las olas, en esta no influye la distancia de fijación de la mirada. Lo que parece lógico, puesto que el movimiento, mientras dura, se efectúa esencialmente en torno a la línea central de fijación de la mirada. La concepción del sistema permite modificar la amplitud del movimiento para generar diversas velocidades del movimiento (Figura 6).

Los principales resultados muestran que la frecuencia del balanceo postural depende directamente de la velocidad del movimiento. En este caso, los movimientos más lentos provocan amplitudes de desplazamiento mayores. De hecho, cuando las velocidades son relativamente lentas, el observador parece estar directamente en fase con el estímulo, a semejanza de un péndulo, pero con un ligero retraso de fase (Figura 7). También nos sirve el sistema para determinar hasta qué punto el retraso de la fase influye a los observadores. Cuando dicho retraso es nulo, el cuerpo del observador oscila en perfecta sincronía con el suelo virtual. Cada curva de reacción puede equipararse a una senoide, como mostramos en la figura 8. Lo que en ella vemos es que, a velocidades relativamente lentas, las curvas de reacción corresponden casi exactamente a una línea senoide, calculada

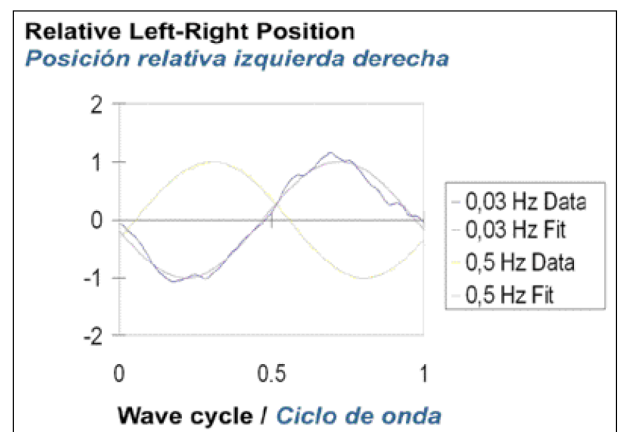


Figure 8 Example of data and sinusoidal fits used to determine phase drift of the body movements with the sway.
Ejemplos de datos y de correspondencias sinusoidales empleados para determinar el cambio de la amplitud de los movimientos corporales con la oscilación.

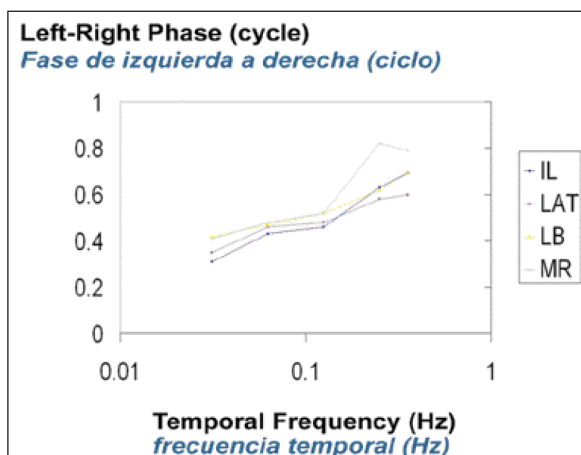


Figure 9 Phase drift as a function of temporal frequency. Zero means that the subjects show no phase drift.

Retraso de la fase en función de la frecuencia temporal. El cero significa que no existe retraso entre los sujetos y la fase.

Eye-head movements, Reaching, and posture experiments

We have also recently developed paradigms to investigate visuo-motor performances in the virtual environment with the ultimate goal of evaluating whether distortions influence our eye-head and reaching movements and at the same time change our posture. An example of such manipulations is shown in Figure 10. In this condition the observer is asked to reach a ball that is positioned right in front. Once the observer has contacted this ball, it disappears and a new one appears in a position as represented by the different red balls in Figure 10. The task is to reach out to the new ball. In such protocols we can simultaneously measure several things. First, we can measure the eye-head strategy for fixating a target. This is very much like the task that is used by the vision-print system to adjust for individual eye-head strategies in the IPSEO progressive lens model (Simonet P., 2003; Devie P., Jouvanceau C., 2003). What we additionally measure, however, is: whether such individual eye-head strategies apply to different meridians and distance conditions in depth; whether the arm movements are compromised by position of the target in space; and whether postural control changes as a consequence of target position. Results of these experiments will help us determine whether the individualized design strategy used for the IPSEO can be extended to entire visual space or must be restricted to lateral movements as they presently are. Future planned experiments will also assess the impact of induced or simulated distortions on the combined eye-head, reaching and posture measures using these methods. This could help us better estimate the amount of gain that can be obtained by individualized designs.

Conclusion

In the present paper we have shown just a glimpse of the variety of experiments that are being conducted and that are planned for the work undertaken in the context of the NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception. The data we have discussed clearly shows that visual distortions have a strong impact on postural balance under specific conditions but very little under other conditions. Other work in the context of the Chair also includes the study of different distortion models and visual psychophysics of distortion.

exactamente sobre el ritmo de oscilación del suelo. Tal correspondencia sirve para calcular la amplitud del movimiento como función de la velocidad, como muestra la figura 7, y del retraso de la fase, como aparece en la figura 9. Dicha figura muestra que al ir aumentando la velocidad de la oscilación, crece el retraso de la fase. Por lo tanto, la máxima oscilación corporal suele medirse a una velocidad de 0.5 Hz, mientras disminuye la amplitud y aumenta el retraso de la fase, en función del aumento de la velocidad. Tales características de la reacción demuestran que podemos generar modelos de oscilación corporal bastante exactos, en función del estímulo aplicado. Queda por demostrar cómo el envejecimiento y la presbicia puedan modificar dichos modelos de reacción tan precisamente establecidos.

Movimientos de ojos y cabeza, experiencias en asir y posturales

También hemos puesto a punto diversos paradigmas para investigar los resultados visuales y motores en un entorno virtual, con la intención final de evaluar si las distorsiones influyen en nuestros movimientos oculares y de la cabeza, así como la manera de asir, cambiando al mismo tiempo de postura. Un ejemplo de tales manipulaciones aparece en la figura 10. En las condiciones del experimento, se le ruega al observador que coja una pelota situada directamente delante de él. En cuanto está en contacto con ella, ésta desaparece y otra pelota surge en alguna de las posiciones representadas por las diversas pelotas rojas de la figura 10. Entonces ha de asir la nueva pelota. En estos protocolos podemos medir simultáneamente varios parámetros. Primero, la estrategia del movimiento de los ojos y la cabeza de la persona para fijar su mirada en un objeto. Una tarea muy semejante a la que sirve en el sistema del modelo de visión-imprenta para ajustar las lentes progresivas IPSEO a la estrategia individual de cada persona (Simonet P., 2003; Devie P., Jouvanceau C., 2003). Lo que además medimos aquí es si dichas estrategias de movimiento de ojos y cabeza se aplican o no a los diversos meridianos y distancias en cuanto a la perspectiva, si los movimientos del brazo varían en función de la posición del objeto en el espacio y si se modifica el control de la postura cuando cambia la posición del objeto.



Figure 10 Illustration of the reaching experiments designed in the CAVE used to determine visuo-motor reactions to distortions.

Ilustración de experimentos destinados a asir objetos en el entorno CAVE, que sirven para determinar las reacciones visuales y motrices a las distorsiones.

Los resultados de estos experimentos nos ayudarán a determinar si la estrategia particular empleada para el IPSEO puede aplicarse a la totalidad del espacio visual o si únicamente sirve para los movimientos laterales como los probados hasta ahora. Están ya planeadas otras experimentaciones científicas para evaluar impacto de las distorsiones, inducidas o simuladas sobre



Figure 11 Picture taken of the shopping center environment developed by our lab to assess effects of distortions and lens design on performance in ecological contexts.
Reproducción del entorno "centro comercial" creado en nuestro laboratorio de investigación para demostrar los efectos de distorsión con respecto al diseño del lente en un contexto dado.

Future experiments in the CAVE will study the impact of ecological contexts on our ability to perceive distortions and how this affects our gestures such as eye-head gaze, posture, and reaching movements. For instance, we have developed a shopping center environment with moving escalators and protocols will be setup such that observers will have to get on or off these escalators in the virtual world (Figure 11). We believe that the paradigms mentioned above will tell us much about how and when visual distortions change our behaviors as a function of age and presbyopia. Once these paradigms are well established, we believe that introducing different model designs in the virtual world by simulation will help us establish which are the best designs for the wearers and increase their satisfaction and performance levels. Finally, there is still much work left but this adventure made possible by Essilor, the Canadian Government and Université de Montréal, will help us simultaneously elucidate some basic issues with regards to presbyopia and help Essilor produce the best possible ophthalmic lens designs for this population. □

las mediciones de los movimientos de ojos y cabeza, el asir objetos y la postura. Con ellos podremos apreciar mejor el aumento de ganancia que podamos lograr mediante diseños adaptados a cada visión.

Conclusión

En este artículo hemos solamente citado algunas de las múltiples experimentaciones que se están realizando actualmente y otras que están previstas para muy pronto en la Cátedra NSERC-Essilor Industrial Research Chair on Presbyopia and Visual Perception. Es interesante observar que los datos comunicados muestran ya que, bajo ciertas condiciones, las distorsiones visuales influyen sobremanera en el control de la postura, mientras que en otras condiciones su impacto es mínimo.

También se estudian en el contexto de la Cátedra diversos modelos de distorsión y la psicofísica de la distorsión visual. Próximamente se estudiará con el modelo CAVE el impacto de diversos contextos de entorno sobre nuestra capacidad de percibir las distorsiones y cómo afecta nuestros gestos, como los movimientos de los ojos y de la cabeza para ajustar la mirada, la postura y el gesto para asir. Hemos puesto a punto, entre otros, un entorno con escaleras mecánicas en movimiento, y pronto lanzaremos varios protocolos en los cuales los espectadores deberán subir y bajar por ellas en un mundo virtual (Figura 11). Pensamos que los paradigmas anteriormente citados nos informarán ampliamente de cómo y cuándo las distorsiones visuales nos hacen cambiar de comportamientos con respecto a la edad y la presbicia. Opinamos que en cuanto se hayan establecido con exactitud dichos paradigmas, podremos introducir diversos modelos en el mundo virtual de simulación para determinar la mejor fórmula técnica aplicable a las lentes de corrección de un individuo determinado, mejorando así sus resultados visuales y, claro está, su satisfacción. Huelga decir que aún nos queda largo trecho por recorrer, pero seguro que la aventura emprendida conjuntamente por Essilor, el Gobierno Canadiense y la Universidad de Montreal va a ayudarnos a resolver algunos problemas fundamentales con respecto a la presbicia, permitiendo así a Essilor diseñar la mejor lente de corrección oftálmica para cada persona. □

references - referencias

- 1 Faubert, J. (2002) The influence of optical distortions and transverse chromatic aberration on motion parallax and stereopsis in natural and artificial environments. In *Three-dimensional Television, Video and Display Technologies*, B. Javid, F. Okano (Editors) Springer Verlag, Physics Edition. pp. 359-396.
- 2 Faubert, J., Allard, R. (2004) Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment. *Proceedings of SPIE*, 5291, 491-500.
- 3 Anand, V., Buckley, J. Scally, A. Elliott, D.B. (2002). The effect of refractive blur on postural stability. *Ophthalmic & Physiological Optics*, 22, 528-534.
- 4 Kay, B.A., Warren, W.H.Jr. (2001). Coupling of posture and gait: mode locking and parametric excitation. *Biological Cybernetics*, 85, 89-106.
- 5 Simonet P. et al. (2003) Eye-Head coordination in presbyopes, *Points de Vue* n°49/Autumn 2003, 17-22
- 6 Devie P., Jouvanceau C (2003). Varilux® Ipseo™ Eye/Head strategy and physiological personalisation, *Points de Vue* n°49/Autumn 2003. 23-27

Annexe 2

Development of visually driven postural reactivity: a fully immersive virtual reality study

Implication de l'auteur de la thèse dans la réalisation de cet article

L'auteur de cette thèse a été impliqué dans toutes les phases de ce projet en tant que superviseur de recherche.

Avec l'aide de programmeurs informatiques, il a tout d'abord conçu les stimuli dans les environnements de réalité virtuelle et mis en place les méthodes d'analyse posturale. Avec l'étudiante et les autres directeurs de recherche, il a réalisé les études pilotes qui ont permis d'établir les variables indépendantes et ont mené à la procédure expérimentale finale.

Il a supervisé les évaluations oculovisuelles des participants afin d'éviter tout biais visuel lors des expérimentations.

Enfin, il est directement intervenu lors de l'analyse statistique des données et de l'interprétation des résultats. En tant que coauteur de l'article scientifique, il est directement intervenu dans l'élaboration de l'article. Il a directement participé à la rédaction des parties sur le paradigme expérimental, la méthode expérimentale, les analyses, les résultats et la discussion des questions posturales.

Development of visually driven postural reactivity: A fully immersive virtual reality study

Selma Greffou

Visual Psychophysics and Perception Laboratory,
School of Optometry, University of Montreal, Canada



Armando Bertone

Visual Psychophysics and Perception Laboratory,
School of Optometry, University of Montreal, Canada, &
Neuroscience Laboratory for Research and Education in
Developmental Disorders, Department of Education,
McGill University, Montreal, Quebec, Canada



Jean-Marie Hanssens

Visual Psychophysics and Perception Laboratory,
School of Optometry, University of Montreal, Canada



Jocelyn Faubert

Visual Psychophysics and Perception Laboratory,
School of Optometry, University of Montreal, Canada



The objective of this study was to investigate the development of visually driven postural regulation in typically developing children of different ages. Thirty-two typically developing participants from 5 age groups (5–7 years, 8–11 years, 12–15 years, 16–19 years, or 20–25 years) were asked to stand within a virtual tunnel that oscillated in an anterior–posterior fashion at three different frequencies (0.125, 0.25, and 0.5 Hz). Body sway (BS) and postural perturbations (as measured by velocity root mean squared or vRMS) were measured. Most of the 5- to 7-year-old participants (67%) were unable to remain standing during the dynamic conditions. For older participants, BS decreased significantly with age for all frequencies. Moreover, vRMS decreased significantly from the 8- to 11- through 16- to 19-years age groups (greatest decreases for 0.5 Hz, followed by 0.25-Hz and 0.125-Hz conditions). No difference of frequency or instability was found between the 16- to 19- and 20- to 25-year-old groups for most conditions. Results suggest an over-reliance on visual input relative to proprioceptive and vestibular inputs on postural regulation at young ages (5–7 years). The finding that vRMS decreased significantly with age before stabilizing between 16 and 19 years suggests an important transitory period for sensorimotor development within this age range.

Keywords: posture, sensorimotor development, virtual environment, body sway, instability index

Citation: Greffou, S., Bertone, A., Hanssens, J., & Faubert, J. (2008). Development of visually driven postural reactivity: A fully immersive virtual reality study. *Journal of Vision*, 8(11):15, 1–10, <http://journalofvision.org/8/11/15/>, doi:10.1167/8.11.15.

Introduction

Humans use three different afferent sensory systems to regulate their posture; the somatosensory, the vestibular, and the visual systems (Nolan, Grigorenko, & Thorstensson, 2005; Peterka & Benolken, 1995). Numerous studies have shown that children rely more heavily on the visual system to regulate their posture than do adults (Foster, Sveistrup, & Woollacott, 1996; Grasso, Assaiante, Prévost, & Berthoz, 1988; Hirabayashi & Iwasaki, 1995; Minshew, Sung, Jones, & Furman, 2004; Peterka & Black, 1990; Riach & Hayes, 1987; Shumway-Cook & Woollacott, 1985; Sparto et al., 2006) suggesting that these sensory systems operate differentially during childhood (Forssberg & Nashner, 1982; Shumway-Cook & Woollacott, 1985).

The classical Lee and Aronson's (1974) swinging-room paradigm has been used by several researchers to

investigate the development of postural reactivity. Although it has proven to be an efficient and ecologically valid method to induce postural reactivity, this paradigm does not allow for a precise control over variables defining the visual stimulation (i.e., oscillation frequency) in addition to inaccurate measurement of body movement as a function of stimulation. Moreover, the studies mentioned above have not assessed a large enough age range to assess transitory developmental phases. The present study was intended to assess the major transitory developmental phases of visuo-motor integration from the ages of 5 to 25 years using a fully immersive virtual reality environment.

Riach and Hayes (1987) demonstrated that postural sway decreases linearly with age, with children using visual information to control balance differently from adults until adult-like balance-control strategies begin to appear at 7 to 8 years. Similarly, other studies have demonstrated that younger children manifest a stronger dependence on visual input for postural control (Grasso

et al., 1998; Shumway-Cook & Woollacott, 1985), where a shift away from visual control is evidenced by 7 to 8 years of age (Assaiante & Amblard, 1993; Hay, Fleury, Bard, & Teasdale, 1994). However, other studies suggest that adult-like visual postural control develops at an older age. For example, Hirabayashi and Iwasaki (1995) argue that children do not demonstrate adult-level postural control until they reach 14 years of age. Regardless of the divergent findings regarding the age of visuo-motor maturation, it is widely accepted that as children grow older and develop, the over-reliance on the visual system to regulate posture decreases (i.e., Foster et al., 1996; Minshew et al., 2004).

Evidence suggests that differences in postural control between children and adults are only detectable when the inducing environment is dynamic, and not when it is static. This phenomenon was highlighted in a study by Peterka and Black (1990) in which the postural control (measured by postural sway) of participants ranging from 7 to 80 years of age was assessed. When presented with a static visual scene, no age-related increases in postural sway were found for participants standing on a fixed support surface with eyes either opened or closed. However, age-related increases in sway were found only for conditions involving transient information. Therefore, stimuli consisting of a dynamic information (i.e., optic flow) are ideal when assessing the role of vision in postural control. In addition, peripheral flow stimuli, i.e., dynamic stimulation presented laterally relative to eyes fixating the horizon, induce a greater amount of sway compared to central flow stimulation, i.e., dynamic stimulation presented near fixation (Slobounov et al., 2006; Stoffregen, Schmuckler, & Gibson, 1987).

Lee, Cheng, and Lin (2004) have developed a balance assessment system in which the visual stimulus is generated by a virtual reality (VR) technique where somatosensation is obtained using a movable platform. Their system demonstrated the feasibility of using a VR environment in postural control trials because of their success in inducing postural reactions with the stimuli that provided more realistic visual inputs. Moreover, Sparto et al. (2006) also used a VR system that consisted of a room where the peripheral scene (the two lateral walls) was composed of a checkerboard pattern that moved simultaneously with a central scene (which consisted of black and white concentric circles that expanded and contracted at different frequencies). This system was immersive and aimed at reproducing the effects of the swinging room paradigm and it proved to be an efficient method for inducing postural reactivity. Although Sparto et al.'s experimental paradigm and setup were efficient, they only assessed children from 7 to 12 years of age. All children were assigned to a single group: "Children." No effect of age was investigated within that group; hence, they may have missed transitory phases of development if they occurred outside of the tested range or even within this range.

The goal of our study was to attempt to improve on previous studies by assessing the development of postural reactivity of participants whose ages subtend a large range; from early school-aged children (from 5 to 7 years) through early adulthood (adults aged from 20 to 25 years). A fully immersive VR environment was used to present participants with a virtual tunnel (providing a peripheral flow stimulus) that oscillated at three different frequencies. Postural reactivity was measured using two variables: Body Sway or BS (the anterior-posterior displacement of a person as a function of the oscillation frequency; see Faubert & Allard, 2004; Lee & Aronson, 1974; Minshew et al., 2004; Schmuckler, 1997; Sparto et al., 2006) and velocity root mean squared or vRMS (antero-posterior, lateral and vertical displacement during stimulation; see Faubert & Allard, 2004). These two measures reflect distinct visuo-motor behaviors. The BS measure represents a frequency-specific body sway, which is the antero-posterior displacement in degrees of a person at the frequency of the stimulus, reflecting the observer's capacity to react to, and synchronize with a given stimulus of a certain magnitude. The vRMS is a measure of velocity in cm/s obtained for all frequencies except that of the stimulus; this measure indicates the total displacements of a person as a function of time that is not directly driven by the frequency of the visual stimulus, therefore reflecting the observer's overall postural perturbations during exposure to visual information.

It is hypothesized that the younger participants will demonstrate a higher amount of BS compared to the adult participants since children seem to rely more heavily on visual input for postural control than adults do (Foster et al., 1996; Schmuckler, 1997; Sparto et al., 2006). Furthermore, it is hypothesized that the amount of BS will decrease as the age increases. Regarding the vRMS measure, it is hypothesized that children would show greater vRMS measures compared to adults. In essence, postural stability is expected to increase with age. Finally no differences in stability are expected between children and adults groups during the static environment conditions (Peterka & Black, 1990).

Methods

Participants

Thirty-two typically developing participants (16 females and 16 males) with no history of psychiatric treatment, learning disabilities, mood disorders, or problems with audition voluntarily participated in this study. All participants had normal or corrected-to-normal vision (20/20 Snellen acuity for both eyes) and were not taking medication when they participated. Participants were categorized according to 5 age groups: 5–7 years

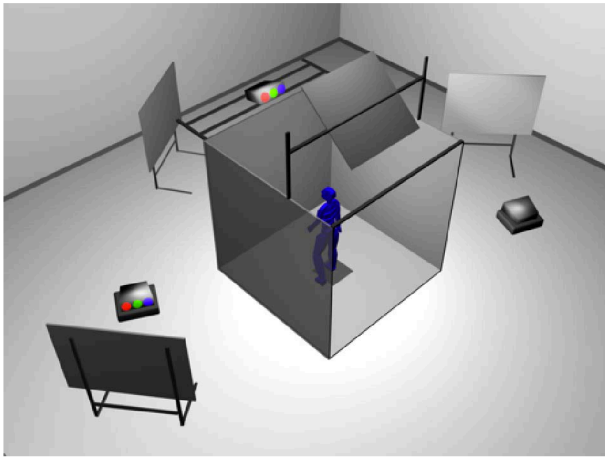


Figure 1. The CAVE is an $8 \times 8 \times 8$ foot room that includes three walls (one frontal and two lateral) and a floor that all serve as surfaces for image projection.

($n = 6$), 8–10 years ($n = 7$), 11–14 years ($n = 6$), 15–19 years ($n = 6$), and 20–25 years ($n = 7$). The 20- to 25-years group was considered the adult group.

Apparatus

Postural reactivity to visual information was assessed using a fully immersive virtual environment or the CAVE system (Fakespace™). The CAVE is an $8 \times 8 \times 8$ feet room that includes three canvas walls (one frontal and two laterals) and an epoxy floor that all serve as surfaces for image projection (Figure 1). The resolution of each surface image was 1280×1024 pixels and was generated by Marquee Ultra 8500 projectors. The CAVE is under the control of a SGI ONYX 3200 computer (with two Infinite Reality II graphics cards) and is equipped with a magnetic motion tracker system (Flock-of-Birds) capable of measuring postural reactivity by registering body movement. A magnetic motion sensor was located on stereoscopic goggles polarized at 90° (Crystal Eyes) from the StereoGraphics Corporation. For more information on our CAVE system and its provider companies, please visit the following Web site: <http://vision.opto.umontreal.ca>.

Procedure

After their visual acuity was evaluated using a Snellen eye-chart, participants were familiarized with the virtual environment. They were then asked to wear the stereoscopic goggles, which allowed them to perceive the 3D characteristic of the environment and for the precise tracking of their motion with the magnetic sensors. Each participant was then positioned 1.50 m from the CAVE's central wall with their shoes off, feet together, and arms crossed. This position was chosen to minimize the use of

individual strategies from the limbs to maintain posture and help maximize the effect of the stimulation. For all conditions, they were asked to fixate a red dot located at the horizon. It is important to note that the tasks were passive in that behavioral information was recorded as the participants simply stood in the virtual reality environment while they were presented with the visual stimulation.

Experimental paradigm

The postural reactivity of participants was assessed using the *Virtual Tunnel Paradigm*. The tunnel had an inner texture made of a checkerboard pattern where each square was scaled for linear perspective and was 1 m^2 in dimension (Figure 2). The white squares had a luminance of 47 cd/m^2 and the black squares 0.52 cd/m^2 (98% Michelson contrast). The tunnel's virtual length was 20 m and its diameter 3 m; both of these dimensions remained constant across all trials.

The movement of the tunnel was defined by an anterior–posterior (front-back) sinusoidal translation motion oscillating with the following function: $A = 2\sin(2 \times \pi \times f \times t)$, where A represents amplitude,

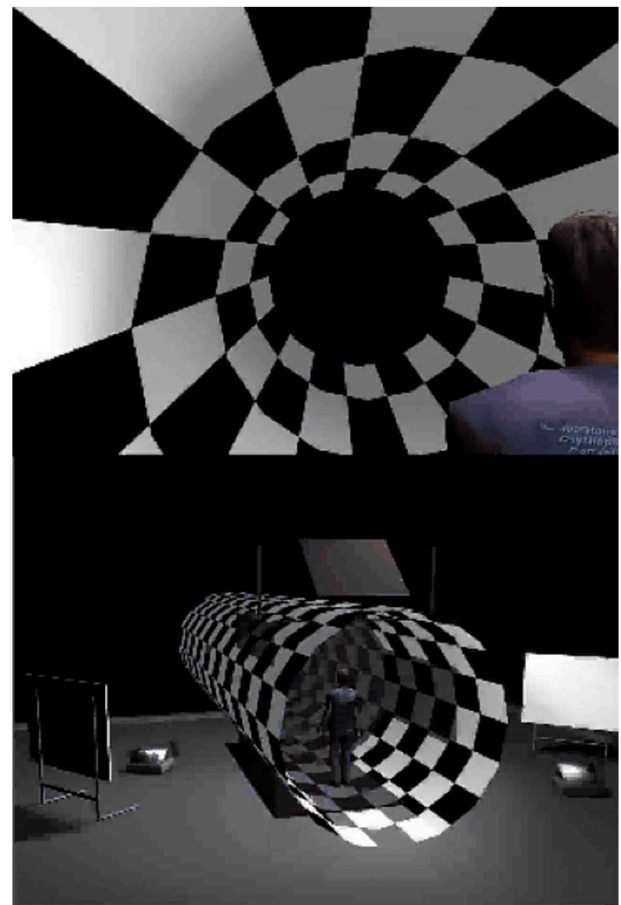


Figure 2. The Virtual Tunnel Paradigm. For demos, go to <http://vision.opto.umontreal.ca>.

t represents time in seconds, and f represents frequency (either 0.125 Hz ($T = 8$ s), 0.25 Hz ($T = 4$ s), or 0.5 Hz ($T = 2$ s)). These frequencies were chosen because low frequency translations (less than 0.40 Hz) of VR visual scenes induce the most effects with regards to postural sway (Keshner & Kenyon, 2004). As shown in the aforementioned formula, the tunnel's translation was of 2 m in amplitude at all times during dynamic trials (therefore a peak-to-peak amplitude of 4 m). Two types of conditions were used in this study: dynamic tunnel conditions and control conditions. In the dynamic tunnel conditions, the tunnel moved at the 3 different frequencies: 0.125 Hz, 0.25 Hz, or 0.5 Hz. For each frequency condition, participants performed 3 trials of 68 s each. The 9 trials were presented in a pseudo-random order where the initial frequency was randomly selected. The limiting condition was that a given frequency was never presented again until the two other frequencies were. The inter-trial interval was 5 s. However, the younger children (5- to 7-year-olds) were able to rest (if needed) after three dynamic trials since for this age group, the 9 dynamic trials were divided into 3 separate testing sessions.

The two control conditions were *static tunnel* and *eyes closed*. These conditions were added in order to isolate the contribution of dynamic optic flow to postural reactivity from that due to spontaneous sway and postural instability. In the *static tunnel* condition, participants performed two 68 s trials where they had to fixate the red dot at the horizon while presented with the virtual tunnel in a static state (0 Hz). The only variable differentiating this condition from the dynamic tunnel one is the motion of the stimulus as the structure and texture of the stimulus are identical in both conditions. In the *eyes closed* condition, participants performed two 68-s trials where they positioned their heads as if they were fixating the horizon but had their eyes closed. This condition was added to measure the extent to which visual input affected postural reactivity. In summary, all participants performed thirteen 68-s trials in the following chronological order: 2 static tunnel trials, 9 dynamic tunnel trials, and 2 eyes closed trials.

A trial was considered non-completed if a participant (1) lost balance during the trial (i.e., he or she could not remain standing) or (2) asked for the trial to be stopped. If a participant was unable to complete 2 of the 3 dynamic trials for a given oscillation frequency, his/her data were excluded from the statistical analyses. Differences in the percentage of completers ((number of completers in an age group divided by the total number of participants in this group) \times 100) between age groups was nevertheless used as a qualitative index of development and is reported in the Results section.

Behavioral measures

The changes in posture were monitored using two measures, namely, BS (Faubert & Allard, 2004; Minshew

et al., 2004; Schmuckler, 1997; Sparto et al., 2006) and vRMS (Faubert & Allard, 2004). Motion data points were sampled at a rate of 64 Hz. Our previous experiments with this setup (Faubert & Allard, 2004) and some pilot data with the stimuli presented here showed that the measures taken at the level of the head (sensor positioned on the stereo goggles) gave similar results as those taken when a sensor was positioned at the lower back (lumbar 2–3). This demonstrates that, at least under our present conditions, the postural response of our observers resembled that of an inversed pendulum motion pattern. We therefore selected to use only the sensor at the head, avoiding having to place two sensors, as opposed to the single head sensor, which is always required in our setup for the real-time geometrical correction of the observer's viewpoint.

BS is defined as the anterior–posterior displacement of a participant as a function of translation frequency (Faubert & Allard, 2004). More specifically, the postural response as a function of stimulus frequency was analyzed by using a Fast Fourier Transform (FFT) in Matlab generating a Power Spectrum Density (PSD). In order to extract Body Sway at the stimulation frequency from the PSD, the data were band-pass filtered (fourth-order Butterworth, zero phase shift, and band-passed for the given visual stimulus frequency). The same analysis was performed for each of the dynamic trials (each trial lasted 68 s; Figure 3).

Due to the developmental character of this study, heights could vary as a function of age group. We therefore used angular displacement as the dependent measure of postural reactivity as opposed to linear displacement. In order for the BS measures to take the

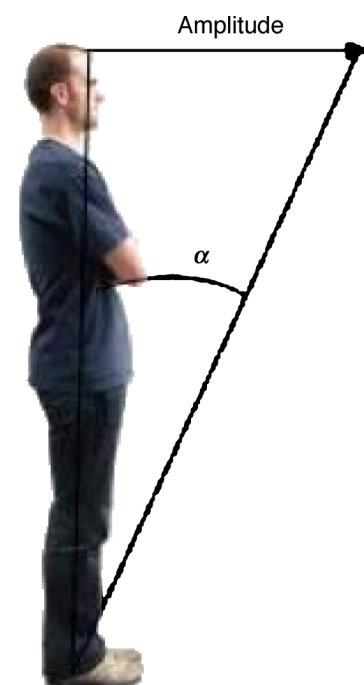


Figure 3. Angular displacement of a person.

participant's height into account, linear displacement measures (BS in cm) were converted to degrees of rotation (angular displacement), which corresponds to the inversed tangent (arctan) of linear displacement divided by the height of participant in cm. BS units are therefore discussed in terms of “minutes of rotation.”

vRMS was used in order to quantify possible postural perturbations induced by the visual stimuli. It is defined as the root mean squared (RMS) of total body velocity in the horizontal (i.e., anterior–posterior “z axis” and medial–lateral displacements “x axis”) and vertical (superior–inferior displacement “y axis”) planes in centimeters per second (Faubert & Allard, 2004). In addition to taking into account vertical displacements, vRMS is distinct from the BS measure in that it is not computed relative to a single, specified frequency; it reflects body velocity at all frequencies. It is important to note that since more than 99% of the power was concentrated below 5 Hz, a low band-pass filter was performed on the data; this allowed removing the noise of the trackers for high temporal frequencies (Doyle, Hsiao-Wecksler, Ragan, Rosengren, 2007; Mahboobin, Loughlin, Redfern, & Sparto, 2005; Musolino, Loughlin, Sparto, Redfern, 2006). In the present study, we calculated the vRMS the same way as Faubert and Allard (2004) with the exception that we excluded information from the frequency of the visual stimulus condition so that the vRMS would better reflect postural perturbations that do not correspond with the visually driven BS response. For example, for the 0.25-Hz condition, we calculated the total vRMS without the data corresponding to the 0.25-Hz frequency. Excluding body movement corresponding to the fundamental frequency better represents an instability measure intended in the vRMS value, as the synchronized movement of the body with the stimulus does not represent instability per se.

Results

Qualitative data

The data from the 5- to 7-year-old age group were not included in statistical analyses because most of the children in that group were unable to complete the dynamic trials due to important losses of balance. Often, these participants had to remove their goggles in order not to fall during testing. Only 33% the 5- to 7-year-olds tested completed all the dynamic trials, a much lower rate than for the other age groups; 8- to 11-year-old group (71%), 12- to 15-year-old group (83%), 16 years + (100%). Although qualitative, these results suggest an over-reliance on visual input relative to proprioceptive and vestibular inputs to regulate posture at the youngest ages (5–7 years). Furthermore, as reflected by the increasing proportion of participants completing the

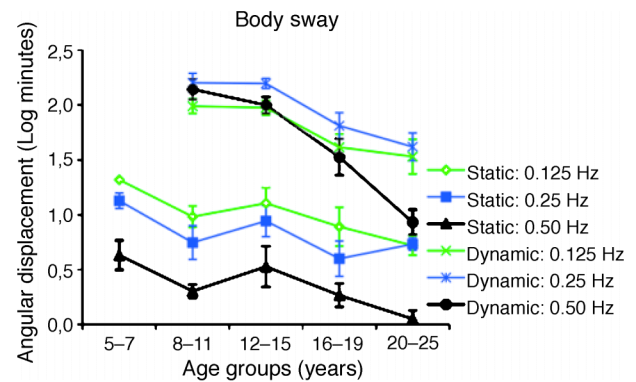


Figure 4. BS means (log minutes) as a function of age group and translation frequency. *SEM* are shown for each age group.

dynamic trials with age, this over-reliance decreased as children became older.

BS

Figure 4 clearly demonstrates that the natural BS when viewing the static baseline measure was quite different from the BS when presented with dynamic conditions. The three baseline functions here represent the sway amplitude for each of the three oscillation frequencies that were used as visual stimuli. Here we show only the static control (not eyes closed) because the data were virtually identical in both control conditions. Given the obvious difference between the static control and the dynamic conditions, we performed a 4 (age groups) \times 3 (oscillation frequency) mixed factorial analysis of variance to probe the differences of interest for dynamic conditions only. As represented by Figure 4, there were significant main effects of age (BS decreased significantly with age), $F(3, 19) = 11.8987$, $p = 0.0001$, and Oscillation Frequency, $F(2, 38) = 20.1596$, $p = 0.0001$. The Age Group \times Oscillation Frequency interaction was significant, $F(6, 38) = 7.2484$, $p = 0.0001$, suggesting that oscillation frequency did differentially affect BS as a function of age. Pairwise *t*-tests with Bonferroni corrections show that there is a significant difference between the 0.5 Oscillation Frequency condition and the other two conditions for the 20- to 25-year-old group while the 16- to 19-year-old group showed a significant difference only between 0.5 and 0.25 oscillation frequency conditions. The other age groups did not show significant differences between frequency conditions. To probe the age effect, pairwise comparisons were performed (Tukey) and revealed that the adult group's (20–25 years) BS mean was significantly lower than that of the 8- to 11- and 12- to 15-year-old groups but did not differ significantly from the 16- to 19-year-old group. The 16- to 19-year-old group also had significantly lower BS values than the 8- to 11- and 12- to 15-year-old groups.

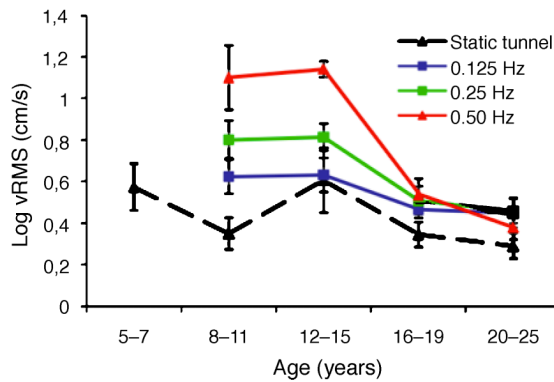


Figure 5. vRMS in log (cm/s) as a function of age and oscillation frequency. SEM are shown for each age group.

vRMS

As can be seen from Figure 5, the response pattern of the vRMS is quite different from the BS measures. Here there is less of a distinction between the control measure and the dynamic visual conditions. Again, here we show only the control condition with eyes open as there were no differences between eye open or closed control conditions. Because there is less distinction between the static and dynamic conditions, we have conducted a 4 (age groups) \times 4 (oscillation frequency) mixed factorial analysis of variance with the static condition as a one of the oscillation frequency conditions. vRMS decreased significantly with age when collapsed across oscillation frequency, $F(3, 19) = 9.3133$, $p = 0.0005$. As shown in Figure 5, vRMS was significantly greater for the 8- to 11- and 12- to 15-year-old groups ($p < 0.05$) when compared to the adult group but was at adult levels for the 16- to 19-year-old group ($p > 0.05$). Furthermore, oscillation frequency had a different effect on instability for each age group, revealed by a significant Age Group \times Oscillation Frequency interaction, $F(9, 57) = 4.9285$, $p = 0.0001$, where oscillation frequency affected instability for the 2 younger groups only (8- to 11- and 12- to 15-year-olds). For these age groups, instability was greatest for the 0.5-Hz frequency condition, followed respectively by 0.25-Hz and 0.125-Hz conditions. In general, from 16 years onward, instability was not affected by either age or frequency oscillation. As is obvious from Figure 5, the Oscillation Frequency condition was highly significant, $F(3, 57) = 20.0730$, $p = 0.0001$.

Discussion

The goal of this study was to assess the development of postural regulation in typically developing children reflected by their postural reactivity to dynamic, virtual visual environments. The first important finding is that for

the youngest group (5- to 7-year-olds) visual input was disproportionately influential compared to proprioceptive and vestibular inputs on postural regulation. This was reflected by the qualitative finding that most participants in this age group were not able to complete the dynamic trials. Regarding the other age groups, body sway to different frequencies decreased significantly with age up until 16–19 years. Similarly, vRMS decreased significantly with age before reaching adult levels at around 16–19 years of age. These results are interpreted as suggesting an important transitory period regarding the maturation of the systems underlying sensorimotor integration at around 16 years of age.

As was mentioned earlier, oscillation frequency had a significant effect on BS, given that across age groups, the largest amount of sway was found for the 0.25-Hz condition. This is consistent with Sparto et al.'s (2006) findings where a peak in postural sway was observed at 0.25 Hz for 7- to 12-year-old children, suggesting that the use of dynamic cues for postural control is frequency dependent. Other studies have shown that the coupling of sway to optic flow was more important in the 0.2- to 0.3-Hz range; in other terms, 0.25 Hz could be a more natural speed of environmental movement, which makes it a frequency of choice for inducing sway (Dijkstra, Schöner, Giese, & Gielen, 1994; Giese, Dijkstra, Schnoer, & Gielen, 1996; Schöner, 1991).

The BS of the adult group at 0.5 Hz was clearly lower compared to the BS for the two other frequencies. This is in agreement with evidence from Stoffregen (1986) who found that when exposing adults to an oscillating room, a weaker correlation was observed between room movement and postural sway at higher frequencies compared to lower frequencies (frequency range: 0.2–0.8 Hz). Similarly, van Asten, Gielen, and van der Gon (1988) found that when adults were exposed to a rotating display above a 0.3-Hz frequency, compensatory lateral sway did not occur. In addition, when exposed to frequencies higher than 0.3 Hz, postural sway equaled that observed when participants had their eyes closed. In contrast to adults, infants and young children seem to use both high and low frequencies for postural control. Delorme, Frigon, and Lagacé (1989) found that 7- to 48-month-old infants that were exposed to an oscillating swinging room responded to a frequency as high as 0.52 Hz, as illustrated by the synchronicity of their postural sway with the room's oscillation frequency. Similarly, Bai (1991) found that infants aged between 5 and 13 months exposed to an oscillating room responded to frequencies in the 0.3-Hz to 0.6-Hz range. Finally, Schmuckler (1997) found that children between the ages of 3–6 years reacted to a range of 0.2–0.8 Hz swinging room oscillation frequencies but adults did not.

Similar to the BS findings, results from the present study clearly demonstrate a significant decrease in vRMS (or increase in stability) with age. For the 8- to 15-year-old group, there was an effect of frequency where the greatest

instability was induced by the 0.5-Hz frequency, followed respectively by 0.25 Hz and 0.125 Hz. However, a frequency effect was not observed for the 16- to 19-year age groups. In addition, when averaged across frequency, mean vRMS for the 16- to 19-year-old group was adult-like, that is, it did not significantly differ from that of the 20- to 25-year-old group.

This finding is in accordance with previous data from Steindl, Kunz, Schrott-Fischer, and Scholtz (2006) who showed that the visual afferent system reached an adult level at 15 to 16 years of age with regards to the maintenance of postural balance (see also Aust, 1991; Hirabayashi & Iwasaki, 1995). Largo, Fischer, and Rousson (2003) found that static balance, as assessed by the Zurich Neuromotor Assessment continued developing until 18 years of age. Other studies have found that optimal stance stability is reached by the age of 15 years old (Cherng, Chen, & Su, 2001; Hirabayashi & Iwasaki, 1995; Peterka & Black, 1990).

A possible explanation for the decrease in BS at 0.5 Hz for the older versus the younger groups in our data could be inertia of the body that may differ for the older groups resulting in greater difficulty swaying at these higher frequencies. This may help explain why 0.5-Hz sway was greater than 0.125-Hz sway in the younger children but not the older. Although this is an interesting possibility, we do not believe that inertia is driving this difference. The reason is that we have recently conducted some measures across life span (Greffou & Faubert, 2008) and found that older adults, who presumably have similar inertia as the young adults, have responses identical to the younger observers in the present study for the 0.5-Hz condition. That is, the 0.5-Hz BS was greater in the older observers than the young adults and therefore cannot be the result of differences in body inertia.

In the following sections, the present findings will be discussed within the context of existing frameworks implicating different regulatory systems involved in visuo-motor integration as a function of age. Five different frameworks will be addressed:

1. visuo-motor brain processing that underlies postural regulation reaches adult levels at around 16 years of age;
2. children rely more heavily on visual information to regulate their posture due to their immature vestibular and somatosensory systems;
3. children have greater difficulty dealing with conflicting sensory information, hence exhibiting postural instability;
4. the habituation phenomenon, which is a gain in experience in the control of posture; and finally
5. Woollacott and Shumway-Cook's (1990) systems theory of development where children progressively acquire systems that allow them to control posture.

Visuo-motor processing that underlies postural regulation requires the activation of many brain areas. A study by Slobounov et al. (2006) has looked at the neural underpinning of postural responses to visual field motion using virtual reality stimuli. They found significant activation of motion sensitive areas V5/MT (Middle Temporal area) and STS (Superior Temporal Sulcus), suggesting that the brain has an extensive but unified visual motion processing system (this finding was true for an anterior–posterior virtual room displacement stimulus at 0.3 Hz). They also observed the activation of prefrontal and parietal areas bilaterally which they believed was due to fronto-parietal network for attentional modulations; this finding is consistent with those of Friston, Holmes, Poline, Price, and Frith (1996) who suggested a supra-modal role of the prefrontal cortex in attention operating both in the mnemonic and sensorimotor domains. Slobounov et al. (2006) suggest that there is a functional interaction between modality specific posterior-visual and frontal-parietal areas that subserve visual attention and other perceptual-motor tasks. Moreover, the bilateral activation of the parietal cortex can be explained by the fact that parietal systems play an important role in the perception and the analysis of complex motion patterns and in the control of planned action. They observed a bilateral activation of the cerebellum during the presentation of a moving virtual room; the cerebellum is involved in the execution of motor tasks but also in the cognitive task of judgment of motor activity and in the timing system providing precise temporal representation across motor tasks. Finally the ACC (Anterior Cingulate Cortex) was activated, which is thought to be responsible for attentional control. As demonstrated above, there are many brain areas solicited for postural control. It is quite probable, therefore, that the integration of these brain systems would take some time to mature and our data suggest that this would occur at the earliest around 16 to 19 years of age.

Some have argued that children rely more heavily on visual cues than adults to control their posture due to their inability to use the vestibular and somatosensory information available (Forssberg & Nashner, 1982; Shumway-Cook & Woollacott, 1985). It nonetheless appears, in the light of our findings, that the effects of age and of oscillation frequency on instability are contingent on *dynamic* visual input information and not on immature vestibular motor systems. If the vestibular and somatosensory systems were immature in children, we would have observed a difference in instability even in the presence of a static environment (static tunnel), which was not supported by our data. Peterka and Black (1990) also demonstrated that instability for children was no different from that of adults when exposed to a static environment.

An existing theory proposes that children rely more heavily on visual input to regulate their posture compared to adults because they have difficulty dealing with

conflicting sensory information (Barela, Jeka, & Clark, 2003; Forssberg & Nashner, 1982; Shumway-Cook & Woollacott, 1985). Forssberg and Nashner (1982) have suggested that children below the age of 7.5 years are unable to reweigh multiple sensory inputs, which is congruent with the qualitative results demonstrating that children below 8 years of age were unable to complete the dynamic trials. In contrast, the Bair, Kiemel, Jeka, and Clark (2007) study assessing somatosensory vs. visual inputs reweighing in children aged 4 to 10 years has shown that children can reweigh multisensory inputs from 4 years on. However, the amount of reweighing increased with age and reweighing contributed to a more stable and flexible control of upright stance. Along these lines, a possible explanation for the observed stability plateau in the present study could be that around 16 years of age, children become very competent at dealing with conflicting sensory information or at reweighing the different sensory afferences (e.g., when proprioceptive and vestibular inputs remain unchanged while the visual input is altered).

The fact that we did not observe an effect of frequency on vRMS in participants whose ages were 16 years onward could potentially be explained by the “Habituation” phenomenon. This phenomenon was addressed by Schmuckler (1997) who found that in later trials, body sway to dynamic visual stimuli was significantly decreased when compared to identical earlier trials for the same participant. Hence, it may be possible to generalize this phenomenon to everyday experiences, in that, older teenagers and adults may have habituated to dynamic environments to which they have been exposed for a longer period than the younger children therefore reacting less.

Among the different developmental theories on postural control lies Woollacott and Shumway-Cook’s (1990) who have argued in favor of two different explanations:

1. The “strict vertical hierarchy hypothesis,” which claims that infants first use a cephalocaudal gradient and a primitive reflex system in establishing stability but develop more mature higher nervous system centers (in the cortex) that take over the function of postural control; and
2. the “Systems Theory,” where the development of independent stance emerges from the interaction among multiple neural and biomechanical components.

These components are the following: postural muscle response synergies; visual, vestibular, and somatosensory systems for detecting loss of balance; adaptive systems for modifying sensory and motor systems to changes in task; muscle strength; joint range of motion; and body morphology. According to this hypothesis, transitory phases of development would occur whenever one or many of the components mature. A possible explanation for our study’s findings would be that all of these components may finish maturing around 16 to 19 years

of age and that important ones become developed after 8 years of age as reflected by a higher stability and a lower postural reactivity of children between 8 and 15 years old compared to the children of 5 to 7 years old. Similar findings were reported by Shumway-Cooke and Woollacott (1985) who observed that the onset and timing of the response of 4- to 6-year-old children to platform perturbations were markedly different from that of older children. During development of postural control, there are musculoskeletal and body morphology changes such as height, center of mass, and foot length. Depending on the combination of these different components, a person will choose either of these three strategies:

1. the ankle strategy in which balance adjustments are made at the ankle joint,
2. the hip strategy where adjustments are made at the hip, and
3. the suspensory strategy in which the person flexes at the knee, ankle, and hip to lower the center of gravity toward the base of support.

As children’s heights change with the passage of time, resulting musculoskeletal changes influence their stability but also the type of strategy that will be chosen to achieve stability. In the light of our study, perhaps musculoskeletal development achieves adult levels around 16–19 years of age.

Finally, different muscle synergies are exhibited during balance control depending on age. For example, Sundermier, Woollacott, Roncesvalles, and Jensen (2001) found that children between the ages of 4–10 years used different muscle synergies than the younger children who were 1 and 2 years old. Changes in muscle synergies probably continue to develop above the age of 10 years and could possibly account for the differences observed in our study.

Conclusion

Other factors aside from age could have affected our results such as weight, height, physical activity history, fatigue levels during testing, etc. For instance, Schmuckler (1997) found that body measures like height, leg length, and weight were positively correlated with postural sway. This being said, we believe that the sensitivity and ecological validity of the immersive virtual reality technology used in this study combined with the wide range of ages that we have investigated has helped us gather strong evidence for at least one important transition phase of sensorimotor development, existing between 16 and 19 years of age. This paradigm could be useful for the assessment and diagnosis of clinical populations, most particularly, neurodevelopmental disorders (i.e., autism, spectrum disorders), age-related neurodegenerative

disorders (such as Alzheimer and Parkinson's disease), and other neurological patient populations such as persons suffering from head traumas, strokes, etc.

Acknowledgments

This research was supported by the following grants to Jocelyn Faubert: The Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC), the NSERC-Essilor Research Chair, the Canadian Foundation for Innovation, and the Canadian Institutes for Health Research.

Commercial relationships: none.

Corresponding author: Dr. Jocelyn Faubert.

References

- Assaiante, C., & Amblard, B. (1993). Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: Influence of visual cue. *Experimental Brain Research*, 93, 499–515. [PubMed]
- Aust, G. (1991). Vestibular disorders in old age. *HNO*, 39, 460–466. [PubMed]
- Bai, D. L. (1991). *Visual control of posture during infancy*. Unpublished doctoral dissertation. University of Virginia.
- Bair, W. N., Kiemel, T., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2007). Development of multisensory reweighting for posture control in children. *Experimental Brain Research*, 183, 435–446. [PubMed]
- Barela, J. A., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2003). Postural control in children. Coupling to dynamic somatosensory information. *Experimental Brain Research*, 150, 434–442. [PubMed]
- Cherng, R. J., Chen, J. J., & Su, F. C. (2001). Vestibular system in performance of standing balance of children and young adults under altered sensory conditions. *Perceptual and Motor Skills*, 92, 1167–1179. [PubMed]
- Delorme, A., Frigon, J. Y., & Lagacé, C. (1989). Infants' reactions to visual movement of the environment. *Perception*, 18, 667–673. [PubMed]
- Dijkstra, T. M., Schöner, G., Giese, M. A., & Gielen, C. C. (1994). Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: Relative phase dynamics. *Biological Cybernetics*, 71, 489–501. [PubMed]
- Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G., Rosengren, K. S. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture*, 25, 166–171. [PubMed]
- Faubert, J., & Allard, R. (2004). Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment. In A. J. Woods, J. O. Merrit, S. A. Benton, & M. T. Bolas (Eds.), *Stereoscopic displays and virtual reality systems XI* (vol. 5291, pp. 491–500). Proceedings of SPIE-IS&T Electronic Imaging, SPIE.
- Forssberg, H., & Nashner, L. M. (1982). Ontogenic development of postural control in man: Adaptation to altered support and visual conditions during stance. *Journal of Neuroscience*, 2, 545–552. [PubMed] [Article]
- Foster, E. C., Sveistrup, H., & Woollacott, M. H. (1996). Transitions in visual proprioception: A cross-sectional developmental study of the effect of visual flow on postural control. *Journal of Motor Behavior*, 28, 101–112. [PubMed]
- Friston, K. J., Holmes, A., Poline, J. B., Price, C. J., & Frith, C. D. (1996). Detecting activations in PET and fMRI: Levels of inference and power. *Neuroimage*, 4, 223–235. [PubMed]
- Giese, M. A., Dijkstra, T. M., Schöner, G., & Gielen, C. C. (1996). Identification of the nonlinear state-space dynamics of the action-perception cycle for visually induced postural sway. *Biological Cybernetics*, 74, 427–437. [PubMed]
- Grasso, R., Assaiante, C., Prévost, P., & Berthoz, A. (1998). Development of anticipatory orienting strategies during locomotor tasks in children. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22, 533–539. [PubMed]
- Greffou, S., & Faubert, J. (2008). Life-span study of visually driven postural reactivity: A fully immersive virtual reality approach [Abstract]. *Journal of Vision*, 8(6):426, 426a, <http://journalofvision.org/8/6/426/>, doi:10.1167/8.6.426.
- Hay, L., Fleury, M., Bard, C., & Teasdale, N. (1994). Resolving power of the perceptual- and sensorimotor systems in 6- to 10-year-old children. *Journal of Motor Behavior*, 26, 36–42. [PubMed]
- Hirabayashi, S., & Iwasaki, Y. (1995). Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain & Development*, 17, 111–113. [PubMed]
- Keshner, E. A., & Kenyon, R. V. (2004). Using immersive technology for postural research and rehabilitation. *Assistive Technology*, 16, 54–62. [PubMed]
- Largo, R. H., Fischer, J. E., & Rousson, V. (2003). Neuromotor development from kindergarten age to

- adolescence: Developmental course and variability. *Swiss Medical Weekly*, 133, 193–199. [[PubMed](#)] [[Article](#)]
- Lee, D. N., & Aronson, E. (1974). Visual proprioceptive control of standing human infants. *Perception & Psychophysics*, 15, 529–532.
- Lee, H. Y., Cheng, R. J., & Lin, C. H. (2004). Development of a virtual reality environment for somatosensory and perceptual stimulation in the balance assessment of children. *Computers in Biology and Medicine*, 34, 719–733. [[PubMed](#)]
- Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., & Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. *Experimental Brain Research*, 167, 260–267. [[PubMed](#)]
- Minshew, N. J., Sung, K., Jones, B. L., & Furman, J. M. (2004). Underdevelopment of the postural control system in autism. *Neurology*, 63, 2056–2061. [[PubMed](#)]
- Musolino, M. C., Loughlin, P. J., Sparto, P. J., Redfern, M. S. (2006). Spectrally similar periodic and non-periodic optic flows evoke different postural sway responses. *Gait & Posture*, 23, 180–188. [[PubMed](#)]
- Nolan, L., Grigorenko, A., & Thorstensson, A. (2005). Balance control: Sex and age differences in 9- to 16-year-olds. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47, 449–454. [[PubMed](#)]
- Peterka, R. J., & Benolken, M. S., (1995). Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Experimental Brain Research*, 105, 101–110. [[PubMed](#)]
- Peterka, R. J., & Black, F. O. (1990). Age-related changes in human posture control: Sensory organization tests. *Journal of Vestibular Research*, 1, 73–85. [[PubMed](#)]
- Riach, C. L., & Hayes, K. C. (1987). Maturation of postural sway in young children. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 29, 650–658. [[PubMed](#)]
- Schmuckler, M. A. (1997). Children's postural sway in response to low- and high-frequency visual information for oscillation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 23, 528–545. [[PubMed](#)]
- Schöner, G. (1991). Dynamic theory of action-perception patterns: The “moving room” paradigm. *Biological Cybernetics*, 64, 455–462. [[PubMed](#)]
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: Postural control from a development perspective. *Journal of Motor Behavior*, 17, 131–147. [[PubMed](#)]
- Slobounov, S., Wu, T., Hallett, M., Shibasaki, H., Slobounov, H., & Newell, K. (2006). Neural underpinning of postural responses to visual field motion. *Biological Psychology*, 72, 188–197. [[PubMed](#)]
- Sparto, P. J., Redfern, M. S., Jasko, J. G., Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., & Furman, J. M. (2006). The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7–12 years. *Experimental Brain Research*, 168, 505–516. [[PubMed](#)]
- Steindl, R., Kunz, K., Schrott-Fischer, A., & Scholtz, A. W. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 48, 477–82. [[PubMed](#)]
- Stoffregen, T. A. (1986). The role of optical velocity in the control of stance. *Perception & Psychophysics*, 39, 355–360. [[PubMed](#)]
- Stoffregen, T. A., Schmuckler, M. A., & Gibson, E. J. (1987). Use of central and peripheral optical flow in stance and locomotion in young walkers. *Perception*, 16, 113–119. [[PubMed](#)]
- Sundermier, L., Woollacott, M., Roncesvalles, N., & Jensen, J. (2001). The development of balance control in children: Comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Experimental Brain Research*, 136, 340–350. [[PubMed](#)]
- van Asten, W. N., Gielen, C. C., & van der Gon, J. J. (1988). Postural movements induced by rotations of visual scenes. *Journal of the Optical Society of America A, Optics and Image Science*, 5, 1781–1789. [[PubMed](#)]
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span—A systems approach. *Physical Therapy*, 70, 799–807. [[PubMed](#)]

Annexe 3

**Life-span study of visually driven postural reactivity : a
fully immersive virtual reality study**

Vision Science Society 2008, Naples (FL)

Implication de l'auteur de la thèse dans la réalisation de ce projet de recherche

L'auteur de cette thèse a été impliqué dans toutes les phases de ce projet en tant que superviseur de recherche.

Comme pour le projet précédent, il a élaboré les stimuli visuels et les méthodes d'analyse posturale. Cette étude est la continuité de l'étude précédente, il s'agit donc des mêmes stimuli.

Avec l'étudiante, il a réalisé de courtes études pilotes afin de vérifier la sécurité des participants âgés lors des procédures expérimentales.

Il a supervisé les évaluations oculovisuelles des participants afin d'éviter tout biais visuel lors des expérimentations.

Pour cette étude, il a supervisé l'étudiante qui a elle-même réalisé le traitement des données et les analyses statistiques.

En tant que coauteur de l'affiche scientifique, il a participé à la structuration de l'affiche et à la réalisation de certaines figures.

Life-Span Study of Visually Driven Postural Reactivity : a Fully Immersive Virtual Reality Study

Greffou S., Hanssens J-M., Faubert J.

École d'optométrie, Université de Montréal
Laboratory of Psychophysics and Visual Perception



**NSERC
CRSNG**



Canada Foundation for Innovation
Fondation canadienne pour l'innovation



Université 
de Montréal
École d'optométrie

BACKGROUND



Posture is regulated by 3 sensori-motor systems:

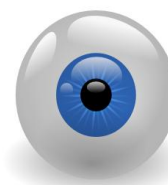
VESTIBULAR:
inner ear



PROPRIOCEPTIVE :
feedback from our limbs
about our position



VISUAL :
visual information about
our position



BACKGROUND



CHILDREN

- Children seem to rely more heavily on the visual system to regulate their posture compared to adults
(Sparto et al., 2005)
- As children grow older and develop, over-reliance on visual input diminishes
(Minshew et al., 2004)

OLDER ADULTS:

- Anteroposterior sway increases continuously from the young to the middle-aged, and again from the middle-aged to the older age group.
(Kollegger et al. 1992)
- Older adults rely more on visual information to correct their postural sway when exposed to challenging situations
(Tanaka et Uetake, 2005)
- Older adults are more influenced by dynamic visual info when on a swayed referenced platform
(Borger et al. 1992)

METHODS



PARTICIPANTS:

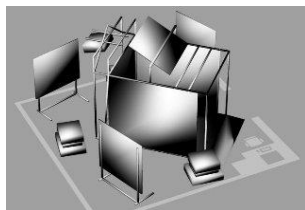
- 5-75 year-olds, N= 52

PROCEDURE:

- Participant stood within a virtual tunnel that moved in an anterior-posterior fashion
- Postural changes (reactivity) was measured

EQUIPMENT:

- Crystal Eyes Stereogoggles
- Virtual reality room ("CAVE")



METHODS



DESIGN:

Independent variables:

- **Age Group:** 5-15, 15-25, 25-35, 35-45, 45-55, 55-65, 65-75 years of age

- **Tunnel's Oscillation Frequency:** 0.125 Hz, 0.25 Hz, 0.5 Hz

Dependant variables:

- **Body Sway:** tunnel's antero-posterior displacement as function of oscillation frequency (cm)
- **Instability Index:** root mean squared of total velocity (cm/s)

2 CONDITIONS:

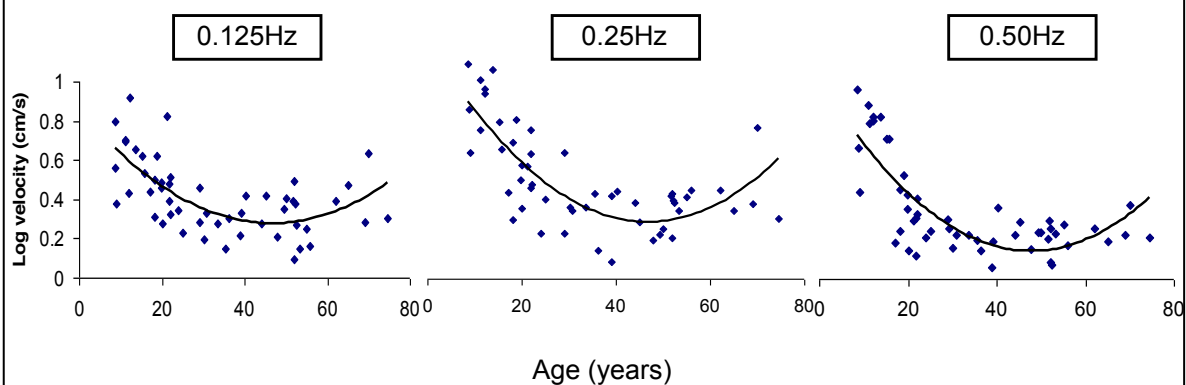
Dynamic Tunnel:

3 oscillation frequencies
3 trials / frequency, 1 trial = 68 sec
9 trials presented in random order
Inter-trial time = 12sec

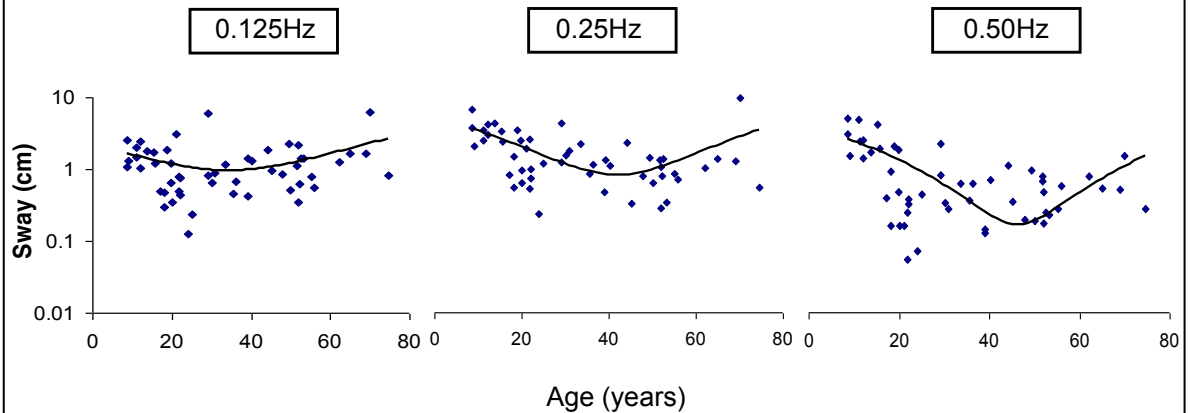
Control conditions:

- 1) Static Tunnel: 2 trials
- 2) Fixation: 2 trials
- 3) Eyes closed: 2 trials

RESULTS: Instability Index



RESULTS: Body Sway



CONCLUSION



- Visuo-motor integration does not show adult-like behaviour until 16 to 19 years old.
- Over-reliance on vision seems to disappear during adulthood but returns at an advanced age (65 years onward).
- It would be interesting to broaden the age span of the study in order to determine whether we would obtain a full inverted U-Shape function.
- Future work could assess postural response non-periodic (sudden or unpredictable) visual transitions.

REFERENCES



- Borger, L.L., Whitney, S.L., Redfern, M.S., Furman J.M.,(1999). The influence of dynamic visual environments on postural sway in the elderly. *Journal of Vestibular Research*, Volume 9,197-205.
 - Kollegger, H., Baumgartner, C., Wöber, C., Oder, W., Deecke, L., (1992). Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults. *European Neurology*, 32(5):253-9.
 - Minshew, N.J., Sung, K., Jones, B.L., & Furman, J.M. (2004). Underdevelopment of postural control system in autism. *Neurology*, 63, 2056-2061.
 - Sparto, P.J., Redfern, M.S., Jasko, J.G., Casselbrant, M.L., Mandel, E.M., & Furman, J.M. (2005). The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years. *Experimental Brain Research*, 168, 505-516.
 - Tanaka, H., Uetake, T., (2005). Characteristics of postural sway in older adults standing on a soft surface. *J Hum Ergol (Tokyo)*; 34(1-2):35-40.
-

Annexe 4

Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment

L'auteur de cette thèse a été impliqué dans toutes les phases de ce projet en tant que superviseur de recherche.

Comme pour les projets précédents, il a élaboré les stimuli visuels de concert avec les programmeurs informatiques. Avec l'étudiant, il a réalisé des projets pilotes afin d'affiner le traitement des données posturales et de mettre en place les variables indépendantes et dépendantes de l'expérimentation. Il a supervisé les évaluations oculovisuelles des participants afin d'éviter tout biais visuel lors des expérimentations.

Par ailleurs, il a lui-même réalisé le traitement des données et a supervisé l'étudiant lors de l'analyse statistique et de l'interprétation des résultats.

En tant que coauteur de l'article scientifique, il est directement intervenu dans l'élaboration de l'article. Il a directement participé à la rédaction des parties sur le paradigme expérimental, la méthode expérimentale, les analyses, les résultats et les différents points de la discussion.

Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment

Jean-Claude Pipponnier

Visual Perception and Psychophysics Laboratory,
Université de Montréal, Montreal, QC, Canada



Jean-Marie Hanssens

Visual Perception and Psychophysics Laboratory,
Université de Montréal, Montreal, QC, Canada



Jocelyn Faubert

Visual Perception and Psychophysics Laboratory,
Université de Montréal, Montreal, QC, Canada



To examine the respective roles of central and peripheral vision in the control of posture, body sway amplitude (BSA) and postural perturbations (given by velocity root mean square or vRMS) were calculated in a group of 19 healthy young adults. The stimulus was a 3D tunnel, either static or moving sinusoidally in the anterior–posterior direction. There were nine visual field conditions: four central conditions (4°, 7°, 15°, and 30°); four peripheral conditions (central occlusions of 4°, 7°, 15°, and 30°); and a full visual field condition (FF). The virtual tunnel respected all the aspects of a real physical tunnel (i.e., stereoscopy and size increase with proximity). The results show that, under static conditions, central and peripheral visual fields appear to have equal importance for the control of stance. In the presence of an optic flow, peripheral vision plays a crucial role in the control of stance, since it is responsible for a compensatory sway, whereas central vision has an accessory role that seems to be related to spatial orientation.

Keywords: visual field, central vision, peripheral vision, posture, optic flow

Citation: Pipponnier, J.-C., Hanssens, J.-M., & Faubert, J. (2009). Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *Journal of Vision*, 9(1):13, 1–10, <http://journalofvision.org/9/1/13/>, doi:10.1167/9.1.13.

Introduction

Vision plays a major role in the control of posture. Body sway is significantly greater when eyes are closed as compared to when they are opened (Paulus, Straube, & Brandt, 1984; Turano, Dagnelie, & Herdman, 1996).

Several studies have investigated the contribution of central and peripheral vision to postural equilibrium, leading to different theories. The first theory states that peripheral vision plays a major role in the control of upright stance, whereas central vision has an accessory role (Amblard & Carblanc, 1980; Berencsi, Ishihara, & Imanaka, 2005; Kawakita, Kuno, Miyake, & Watanabe, 2000; Previc & Neel, 1995). A second theory states that there are no functional differences between central and peripheral vision in the control of posture (Straube, Krafczyk, Paulus, & Brandt, 1994). Finally, the last theory suggests that the roles of central and peripheral vision in the control of posture are functionally different yet complementary (Andersen & Braunstein, 1985; Nougier, Bard, Fleury, & Teasdale, 1998; Stoffregen, 1985; van Asten, Gielen, & Denier van der Gon, 1988).

Berencsi et al. (2005) noticed that a likely reason that could explain these contradictory theories was the various definitions of central and peripheral vision used in these studies. While these researchers considered neuro-

anatomical definitions of central vision in their study, other researchers used definitions of central vision that seem to be based on functional criteria.

The first neuro-anatomical definition indicates that central vision should refer to the central 2° to 4° of the visual field and is based on the retinal distribution of the photoreceptors (Osaka, 1994 [cited by Berencsi et al., 2005]). The second states that central vision corresponds to the central 7° of the visual field projecting onto the area of the primary visual cortex that processes central vision (Daniel & Whitteridge, 1961; Mishkin & Ungerleider, 1982). The peripheral visual field is defined by default as the area surrounding the central visual field. Limits of full visual field defined on the basis of anatomical criterion are approximately 180° horizontally by 90° vertically.

In other studies, central vision has been defined as the central 10° of the visual field for Nougier et al. (1998), the central 30° of the visual field for Paulus et al. (1984), and even the central 60° of the visual field for Previc and Neel (1995). Moreover the limits of the visual field investigated also vary depending on the experimental display and range from the full binocular visual field for Amblard and Carblanc (1980) to 32.8° horizontally and vertically for Berencsi et al. (2005).

Considering the two neuro-anatomical definitions of central vision, a stimulus presented in the central part of

the visual field and subtending more than 7° may be inadequate for investigating the respective roles of central and peripheral vision in the control of stance as it stimulates both central and peripheral vision.

Another possible explanation of the contradictory findings concerning the respective contributions of central and peripheral vision in postural control is the large diversity of visual stimuli used in these studies. For example, Berencsi et al. (2005) and Turano, Herdman, and Dagnelie (1993; Turano et al., 1996) used a pattern of random dots of the same size; Amblard and Carblanc (1980) used patterns of horizontal or vertical alternating black and white stripes; van Asten et al. (1988) used tunnel (2D) and wall patterns with radial textures; Kawakita et al. (2000) used a 3D random-dot pattern. Some of these stimuli were optic flows (Kawakita et al., 2000; van Asten et al., 1988), others were static (Amblard & Carblanc, 1980; Berencsi et al., 2005; Turano et al., 1993, 1996), while still others were dynamic stimuli where motion did not produce an optic flow but provided perturbation (spatiotemporal changes) in the visual scene (Berencsi et al., 2005; Turano et al., 1996). According to Gibson (1979), some of these stimuli were not ecological and their structure did not allow for adequate stimulation of the visual system as for Stoffregen (1985).

The purpose of this study was to examine the respective contributions of central and peripheral vision in the control of stance, regarding the two neuro-anatomical definitions, and using ecological visual stimulations. Additionally, it aimed to determine if areas for central and peripheral visual fields could be defined by investigating body sway. Postural responses were recorded in sinusoidally moving (optic flow) and static visual environments with identical structures.

Methods

Subjects

Participants were nineteen young adult (12 females and 7 males, mean age 21.2 ± 2.2) clients of the Optometry Clinic, Université de Montréal. All underwent a complete eye examination within the past 12 months. None had known balance disorders. All had normal or corrected-to-normal vision. Ametropes wore contact lenses in order to avoid visual field limitation from eyeglass frames and image distortions due to ophthalmic lenses. All participants gave informed consent prior to participating in this study. The study was approved by the Health Research Ethics Committee of the Université de Montréal for the NSERC-Essilor Industrial Research Chair.

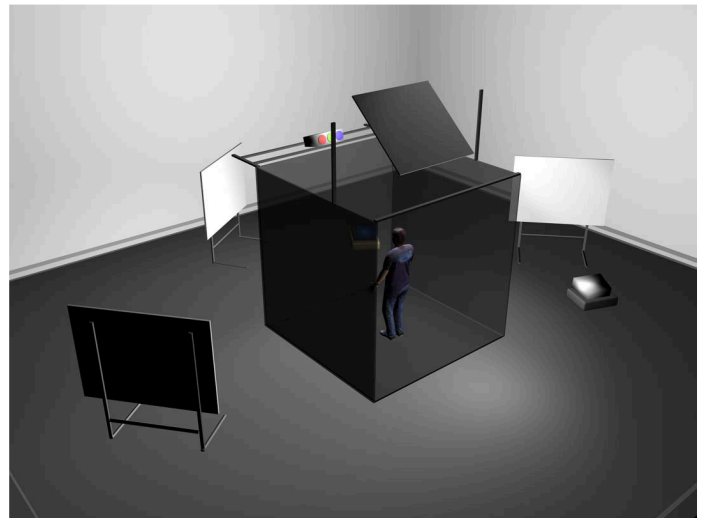


Figure 1. Illustration of the CAVE showing the 4 projection surfaces (a front screen, two lateral screens, and the floor).

Apparatus

The experiment was conducted in a CAVE (Cave Automatic Virtual Environment). The CAVE is a room where the subject is immersed in a 3D displayed virtual environment. It consists of three projection walls and a floor and each surface is $2.44 \text{ m} \times 2.44 \text{ m}$ (Figure 1). Images are back-projected onto projection walls by four synchronized projectors Marquee Ultra 8500 (Christie Digital Systems). Two images, one for each eye, with spatial disparities are displayed. Stereoscopic vision is made possible by the use of stereographics' LCD stereo shutter glasses (Crystal Eyes; StereoGraphics). A Flock of Birds (Ascension Technology) magnetic motion tracking system placed on the goggles tracks and records subject's position and orientation in space. This allows the image to be updated in real time to maintain the true viewing perspective of the observer.

Stimuli

3D and perspective control allowed us to design ecological environments (Gibson, 1979). Stimuli consisted of tunnels oriented in the anterior–posterior direction (heading direction).

There were nine visual field conditions. Four of these corresponded to central parts of the visual field (4° , 7° , 15° , and 30° ; respectively C4, C7, C15, and C30). Four others corresponded to peripheral parts of the visual field (central occlusions of 4° , 7° , 15° , and 30° ; respectively P4, P7, P15, and P30). The last one corresponded to the full visual field (FF).

Stimuli for central and peripheral visual field conditions were sections of the stimulus corresponding to the FF condition (Figures 2 and 3), which was limited by the

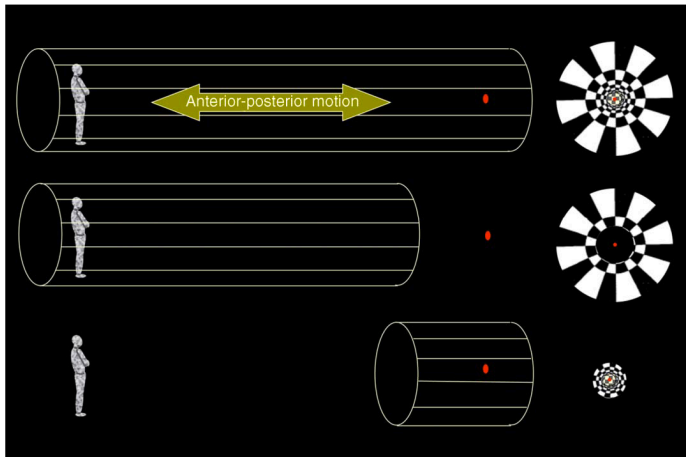


Figure 2. Illustration of the three kinds of visual field conditions (left-hand part: side view; right-hand part: front view); from top to bottom: full visual field condition; peripheral visual field condition; central visual field condition.

edge of the goggles (approximately 130° horizontally \times 85° vertically). This tunnel was 3 m in diameter and 91 m long. Its front extremity was closed with a wall (subtending 2°) to reduce aliasing. Its back extremity was virtually located 7 m behind the subject. A red fixation point (subtending 0.2°) was placed at the end of the tunnel at equal distance of the lateral wall. Stimuli were either static or sinusoidally moved at three frequencies (0.125, 0.25, and 0.50 Hz) with front-back amplitude set at 2 m (± 1 m). The velocity perceived corresponded to normal gait, with a peak velocity of 0.5 m/s. The equation of motion of the tunnel is

$$x(t) = \frac{A}{2} \sin(\nu t + \varphi), \quad (1)$$

where A refers to the amplitude (in meters), ν refers to the frequency (in hertz), and φ refers to the phase.

In central visual field conditions, distal parts of the tunnel were shown while proximal sections were truncated and replaced by a black uniform field (Figures 2 and 3). As the portion of the visual field that was stimulated became smaller the tunnel section also became smaller and moved further away. In peripheral visual field conditions, proximal parts of the tunnel remained, while central parts were truncated and replaced by a black uniform field (Figures 2 and 3).

The texture was a pattern of alternating black and white squares. The association of shape (cylinder), texture, and perspective provided a radial flow to the central visual field and a lamellar flow to the peripheral visual field. This optic flow structure is the one for which the visual system is very sensitive and consequently quite responsive with respect to the control of stance (Stoffregen, 1985). The squares were all the same size in the virtual world (corresponding to real-world conditions) but appeared smaller at distance due to perspective. Consequently, sensitivity of the visual system for spatial frequencies (Wright & Johnston, 1983) and cortical magnification (Daniel & Whitteridge, 1961) were essentially accounted for by this naturalistic stimulation. Central and peripheral cortical representations were quite similar making the stimulations quasi-homogenous over the entire visual field. Therefore, these stimuli were designed to maximize the response of the visual system in the control of posture.

Procedure

Subjects stood upright, bare-foot with feet together and arms crossed over the chest. They were asked to stand still and to stare at the fixation dot. We assumed that their

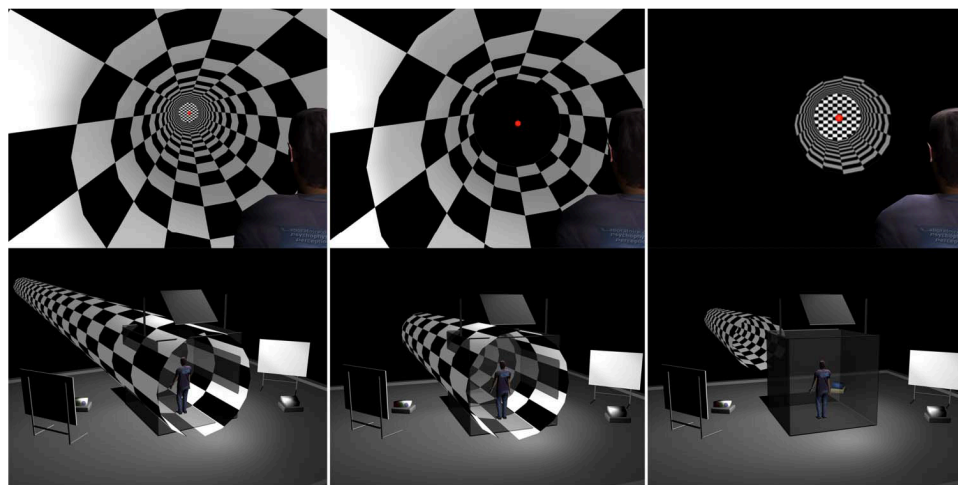


Figure 3. Illustration of the three kinds of stimuli. From left to right: full tunnel (full visual field condition), peripheral and central vision stimulus. Top part: inside sight stimuli when standing in the CAVE environment; bottom part: location of the stimuli in relation with the CAVE display. For demos, go to <http://vision.opto.umontreal.ca>.

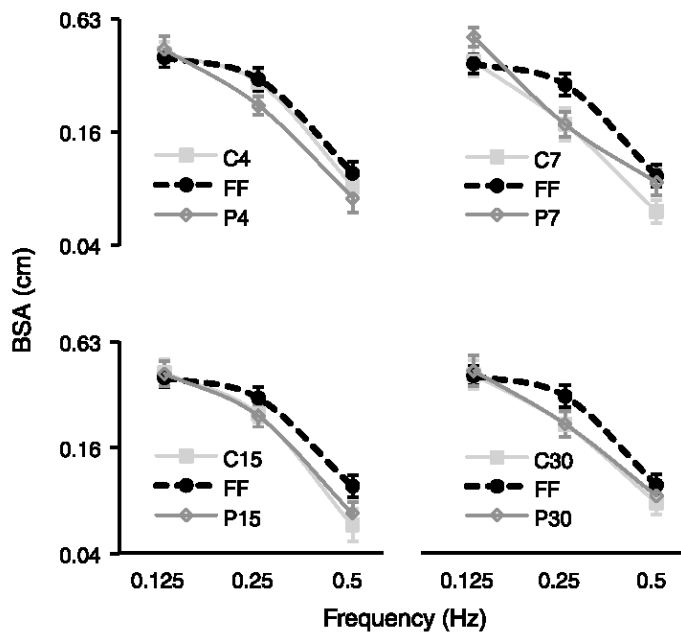


Figure 4. BSA for static condition is plotted as a function of body oscillation frequency to compare C4–P4, C7–P7, C15–P15, C30–P30, and FF. BSA and frequency are displayed with logarithmic scales. Error bars represent the *SEM*. Regardless of the visual field area stimulated, postural responses are quite similar.

body movements corresponded to an inverted pendulum-like movement as demonstrated previously under similar conditions (Faubert & Allard, 2004; Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Perczak, 1998).

The subjects performed nine series of four trials, each series corresponding to a visual field condition (C4, C7, C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF; VF factor). In each series, three optic flow (motion) conditions (frequencies of 0.125, 0.25, and 0.50 Hz; FREQ factor) and one static condition (STAT/DYN is the factor for static-motion condition) were presented. Measures recorded with the static stimuli served as baseline measures, and we used three different frequencies for the dynamic stimuli. Each trial lasted 68 s and was separated from the next one by an 8-s break. Measures were recorded over the last 64 s of the trial. Between series, subjects rested for at least 2 minutes. The order of series and trials presented were randomized.

The position of the subjects was recorded (rate of 64 Hz) by the electromagnetic motion tracking device Flock of Birds (Ascension Technology) placed on the stereo glasses. Anterior–posterior body sway amplitude (BSA) and postural perturbations (given by velocity root mean square or vRMS; Faubert & Allard, 2004; Greffou, Bertone, Hassens, & Faubert, 2008) were computed from these recordings. BSAs at each moving frequency of the tunnel were determined by a Fourier transform and represented the amplitude of the frequency of interest in centimeters of displacement.

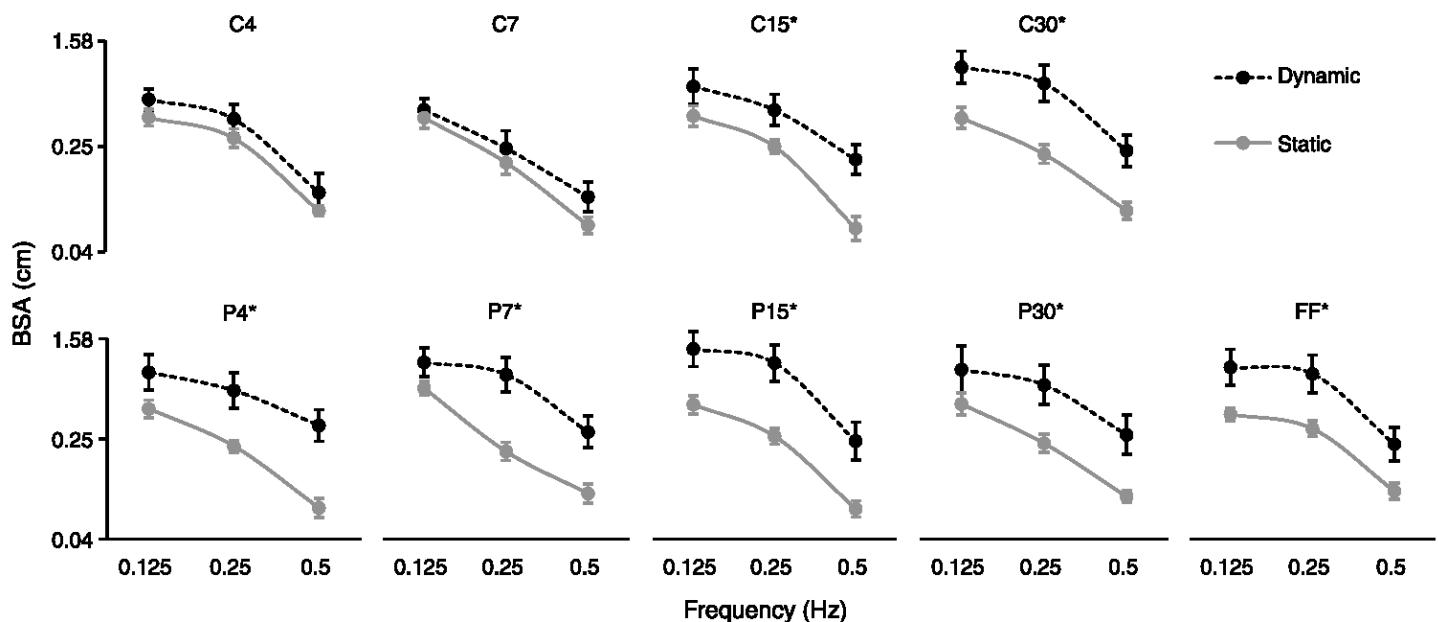


Figure 5. BSA is plotted as a function of temporal frequency for static and dynamic conditions; comparison of postural responses for static and dynamic conditions. BSA and frequency are displayed with logarithmic scales. Error bars represent the *SEM*. (*) means there are significant differences.

Results

Static stimuli (Control conditions)

We compared the postural responses (BSA and vRMS) as a function of visual field condition for the static condition. BSA was computed with a Fourier transform at each frequency used for dynamic stimulations (0.125, 0.25, and 0.50 Hz). That is, we could calculate the amplitude of body movement for each of these Fourier components under static conditions to see if there are particular, unsolicited, oscillation frequencies demonstrated by the subjects in the static condition. Thus, for each static stimulus, three values of BSA were determined, one for each frequency of analysis.

Three repeated measures one-way ANOVAs (VF), one for each frequency, were performed on BSA (Figure 4). No significant main effect of VF was found ($F(8, 144) = 0.42$, $p > 0.05$ for a frequency of 0.125 Hz; $F(8, 144) = 1.42$, $p > 0.05$ for a frequency of 0.25 Hz; $F(8, 144) = 1.62$, $p > 0.05$ for a frequency of 0.50 Hz).

As vRMS is not a frequency-dependant variable for the static stimuli, a one-way repeated measures ANOVA (VF) was performed on vRMS. It showed no significant main effect of VF ($F(8, 144) = 1.19$, $p > 0.05$).

Postural response elicited by dynamic stimuli

First we compared, for each visual condition, postural responses computed (BSA and vRMS) for static and dynamic conditions. A three-way repeated measures ANOVA ($VF \times STAT/DYN \times FREQ$) performed on BSA revealed significant main effects of VF ($F(8, 144) = 6.81$, $p < 0.01$), STAT/DYN ($F(1, 18) = 10.79$, $p = 0.004$), and FREQ ($F(2, 36) = 238.66$, $p < 0.01$).

To compare STAT/DYN effect for each visual field condition (Figure 5), we performed two-way repeated measures ANOVAs ($STAT/DYN \times FREQ$) on BSA. These ANOVAs showed no significant main effect of STAT/DYN for C4 and C7 conditions. However, there

Visual field condition	$F(1, 18)$	p
C4	1.91	>0.05
C7	1.50	>0.05
C15	8.12	0.011
C30	11.43	0.003
P4	10.68	0.004
P7	13.52	0.002
P15	13.37	0.002
P30	7.53	0.013
FF	8.42	0.40

Table 1. Results of ANOVAs for STAT/DYN effect on BSA.

Visual field condition	$F(2, 36)$	p
C4	46.50	
C7	46.14	
C15	52.68	
C30	55.05	
P4	49.21	<.001
P7	47.59	
P15	67.35	
P30	35.80	
FF	42.50	

Table 2. Results of ANOVAs for FREQ effect on BSA.

was a significant main effect of STAT/DYN for all other conditions (Table 1). There is also a significant main effect of FREQ for all visual field conditions (Table 2).

As for the vRMS, the three-way repeated measures ANOVA ($VF \times STAT/DYN \times FREQ$) performed revealed a significant main effect of VF ($F(8, 144) = 4.81$, $p < 0.001$) and no significant main effects of STAT/DYN ($F(1, 18) = 2.98$, $p = 0.101$) and FREQ ($F(2, 36) = 1.80$, $p = 0.18$).

Finally we compared the postural responses (BSA and vRMS) determined for each visual field condition for the dynamic conditions. A two-way repeated measures

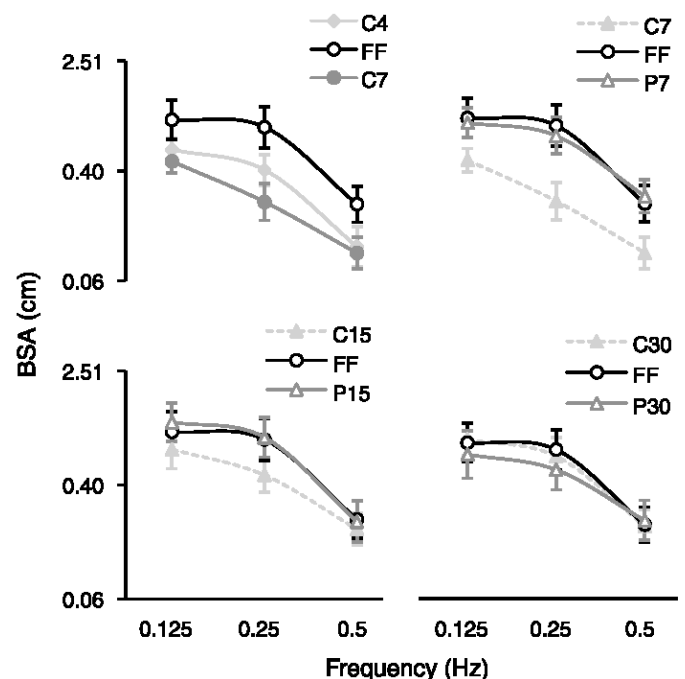


Figure 6. BSA is plotted as a function of frequency for dynamic condition. BSA and frequency are displayed with logarithm scales. Error bars represent the SEM.

	C4	C7	C15	C30	P4	P7	P15	P30	FF
C4		–	*	*	*	*	*	*	*
C7			*	*	*	*	*	*	*
C15				–	–	–	*	–	*
C30					–	–	–	–	–
P4						–	–	–	–
P7							–	–	–
P15								–	–
P30									–

Table 3. Results of BSA pairwise comparisons for dynamic stimuli. (–) means there are no significant differences; (*) means there are significant differences.

ANOVA ($VF \times FREQ$) performed on BSA (Figure 6) revealed significant main effects of VF ($F(8, 144) = 7.46, p < 0.001$) and FREQ ($F(2, 36) = 78.30, p < 0.001$). Multiple comparisons (pairwise comparisons; Least Significant Difference) of the significant main effect of VF showed: (1) no significant differences between C4 and C7 conditions; (2) significant differences between C4 and each of C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions; (3) significant differences between C7 and each of C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions; (4) significant differences between C15 and each of P15 and FF conditions; (5) no significant differences between C15, C30, P4, P7, P30, nor between C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions (Table 3).

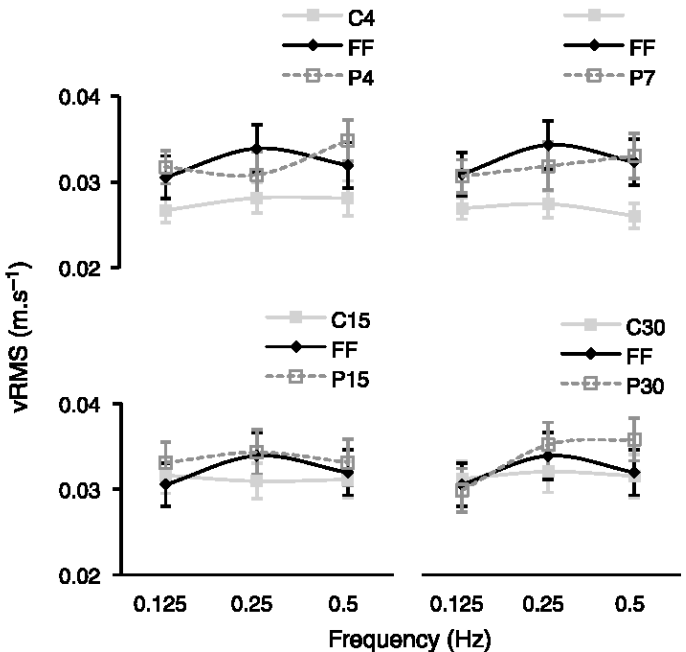


Figure 7. vRMS plotted as a function of temporal frequency. vRMS and frequency are displayed with logarithm scales. Error bars represent the SEM.

	C4	C7	C15	C30	P4	P7	P15	P30	FF
C4		–	*	*	*	*	*	*	*
C7			*	*	*	*	*	*	*
C15				–	–	–	–	–	–
C30					–	–	–	–	–
P4						–	–	–	–
P7							–	–	–
P15								–	–
P30									–

Table 4. Results of vRMS pairwise comparisons for dynamic stimuli. (–) means there are no significant differences; (*) means there are significant differences.

Concerning vRMS, two-way repeated measures ANOVAs ($VF \times FREQ$) (Figure 7) revealed a significant main effect of VF ($F(8, 144) = 4.47, p < 0.01$), and no main effect of FREQ ($F(2, 36) = 2.07, p = 0.141$). Multiple comparisons showed no significant differences between C4 and C7 conditions nor between C15, C30, P15, P30, and FF conditions for VF main effect. There were significant differences between C4 and each of C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF, and between C7 and each of C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions (Table 4).

Discussion

Results for static stimuli (control conditions) showed no significant variations in postural response (BSA and vRMS), regardless of the area (size and location) of visual field stimulated. These findings indicate that in an ecological environment stimulating peripheral or central visual field does not generate a significant difference in postural control for stance condition. However, other authors (Amblard & Carblanc, 1980; Berencsi et al., 2005) stated that peripheral vision contributes more than central vision for postural control in static conditions. Nougier et al. (1998) also used a static stimulus and concluded that peripheral and central vision had different and complementary functional roles. These studies, however, used non-ecological static stimuli with no depth cues. The results of the present study suggest that when stimulation is quasi-homogenous across the full visual field, the contribution of the visual system in postural control is invariant, regardless of the part of the visual field stimulated. Roles of central and peripheral vision for the control of upright stance are not significantly different when in an ecological static environment. This is consistent with the findings of Straube et al. (1994), who used static stimuli that took into account the cortical magnification factor.

When observing a static visual scene, the perceived motion of the environment is due to body sway. Amblard and Carblanc (1980) and Kelly, Loomis, and Beall (2005) postulated that this relative perceived motion provides visual information for postural control. However, observing a moving environment in which amplitude and velocity are greater than those produced by spontaneous body sway creates the illusion of moving through the environment or that the environment itself is moving. This illusion of self-motion is called vection. Vection elicits a correlated compensatory postural response intended to reduce changes in the optic flow (Kawakita et al., 2000; Kuno, Kawakita, Kawakami, Miyake, & Watanabe, 1999; Lestienne, Soechting, & Berthoz, 1977; van Asten et al., 1988).

When stimulating the same area of the visual field, BSA was significantly greater with dynamic than with static stimuli, except for C4 and C7 visual field conditions. This suggests that there was little or no vection induced by dynamic stimuli in the central 7° of the visual field. With respect to stimuli presented in the central part of the visual field, we found that vection was induced in the C15 and C30 conditions. The BSA increase for C15 and C30 between static and dynamic condition was similar to that observed for peripheral and FF conditions (Figure 5). Thus, the relation between vision and postural response suggests that central vision corresponds to an area that includes at least the central 7° but is smaller than the central 15° of the visual field. These findings indicate that peripheral vision plays a greater role than central vision for inducing vection with a tunnel design stimulus; this is consistent with the conclusions of van Asten et al. (1988) and Lestienne et al. (1977).

The results of the current study also suggest that peripheral and central vision are used differently in the perception of the optic flow experienced with linear motion. In these conditions, it is noticeable that apparent velocity of the stimulus (texture elements) decreases from the periphery to the center (Johnston & Wright, 1986). Despite the fact that central vision is more sensitive for motion detection than peripheral vision (Finlay, 1982; McKee & Nakayama, 1984; Orban, Van Calenbergh, De Bruyn, & Maes, 1985) stimulation of central vision (area including the central 7° of the visual field) with a dynamic stimulus failed to induce a postural response of significantly greater amplitude as compared with a static stimulus.

Central dynamic stimulation failed to induce vection whereas peripheral dynamic stimulations produced vection. This is inconsistent with the results of Andersen and Braunstein (1985). They claimed to induce greater vection by centrally stimulating only 7.5° of the visual field compared to 21.2°, using a radially structured stimulus moving along the line of sight. The kind of stimulus used in the present study had the same central structure as the stimulus used by Andersen and Braunstein (1985). Thus, if differences between our findings and theirs seem to be unrelated to the structure of the stimulus, they may be due

to the fact that these researchers used more subjective measures or less salient visual textures.

vRMS is similar in both dynamic and static environments suggesting that postural stability is not significantly affected by a dynamic visual stimulation for young adult. Thus, although an optic flow induces a postural reactivity to reduce vection between the body and virtual environment, postural stability is preserved. However, it appeared that instability slightly increased as a function of dynamic stimulation of peripheral visual field. Berencsi et al. (2005) failed to modify the postural response by introducing spatiotemporal changes in their stimulus. They hypothesized that motion direction rather than temporal changes may have a crucial role in postural control and suggested the use of optic flow to further examine this issue. Our findings concerning BSA are consistent with this hypothesis (induced vection) but the dynamic stimulation does not significantly increase postural instability in this population.

Our results show a decrease of BSA with the stimulus frequency, regardless of the area of visual field stimulated. This is in agreement with previous studies (Lestienne et al., 1977; van Asten et al., 1988). Our data corroborate the conclusions of Mergner, Schweigart, Maurer, and Blümle (2005) supporting that postural reactivity to a dynamic visual stimulation depicts both frequency and displacement (sway amplitude) effects. Indeed, BSA tend to decrease for high temporal frequencies (Figure 6) highlighting a frequency dependant trend. BSA also depicts a plateau for low temporal frequencies described as a displacement saturation effect.

With respect to visual field effect on postural control, the findings of the present study show no significant differences of BSA between C4 and C7 conditions. BSA measured in C15 and C30 conditions is quite similar to the BSA measured in peripheral and FF conditions since paired comparisons showed no differences between C15, C30, P4, P7, and P30 nor between C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions. Significant differences between C4 and each of C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions as well as between C7 and each of C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions were found. This confirms that a functional central vision definition for postural control should subtend an area between the central 7° and 15°, whereas peripheral vision should subtend the surrounding area. Central vision should correspond to an area that includes at least the central 7° but is smaller than the central 15° of the visual field. Since BSA tended to increase while the central area of visual field increased there may be a transition between central and peripheral vision for postural control. These results follow neuro-anatomical findings relative to cone and rod distributions (Jonas, Schneider, & Naumann, 1992), which are not homogenous and different for both across the retina. They are also consistent with neuro-anatomical findings related to visual field defects due to occipital cortex lesions (Horton & Hoyt, 1991; McFadzean, Brosnahan, Hadley,

& Mutlukan, 1994), which state that the central 10° of the visual field correspond approximately to 50–60% of the striate cortex but cannot separate accurately central and peripheral vision. Isolating purely central or peripheral vision would therefore prove to be very difficult.

Concerning vRMS, no significant difference was found between C4 and C7, the same for C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions. Nevertheless, vRMS in each of C4 and C7 conditions were significantly different from the C15, C30, P4, P7, P15, P30, and FF conditions. These results confirm what was observed with BSA.

With dynamic stimuli, postural responses (BSA and vRMS) are significantly greater when stimulating peripheral rather than central vision (central 7° of the visual field). This is consistent with previous studies that used optic flow stimuli and stated that peripheral vision plays the primary role in maintenance of posture (Kawakita et al., 2000; Lestienne et al., 1977; Previc & Neel, 1995). Other studies also came to similar conclusions although different methodologies were used. Amblard and Carblanc (1980) and Berencsi et al. (2005) used only 2D static stimuli. Berencsi et al. (2005) also tested a dynamic condition that consisted of two alternating random-dot patterns (i.e., a non-directional spatial/temporal perturbation), but this condition had no effect on postural control. Optic flow differs from this pattern because it represents an entity easily assimilated to ecological conditions.

Since cortical representations of central and peripheral parts of the stimuli can be considered similar, the only difference between stimuli for peripheral and central vision is the stimulus distance, in which nearer elements stimulate peripheral vision. This leads to a purely geo-

metrical explanation. Considering elements of equal real size, the closer they are, the greater their apparent size and velocity (Figure 8). Therefore, postural response to a dynamic stimulus seems to depend partly on the distance to the stimulus and, so, on its apparent velocity. Furthermore, it would be interesting to examine this point by using a spherical optic flow structure similar to the one described by Gibson (1979), with the eyes of the subject being placed at the center of the sphere. In addition, we can note that the shape of the optic flow experienced during anterior–posterior motion, as described by Gibson (1979), resembles the retinal shape. The retinal portion on which the central part of a moving visual scene is projected (like the one used in this study) can be regarded as a plane that is perpendicular to the direction of motion. The peripheral retina, which is stimulated by lateral parts of the visual scene, can be considered as a series of parallel planes. When an observer is moving forward in a linear fashion, the central part of the retinal image expands radially from the fovea. Expansion velocity increases with retinal eccentricity (Johnston & Wright, 1986). As for the peripheral part of the retinal image, it expands minimally; it drifts on the retina, parallel to motion direction. Drift velocity also increases with eccentricity. Therefore, optic flow is perceived as a radial expansion in its central part and a longitudinal drift in the periphery of the visual scene.

The greatest changes in the optic flow field involve peripheral vision. Furthermore,vection induces a compensatory postural response intended to reduce these changes occurring in the optic flow (Kawakita et al., 2000; Kuno et al., 1999; Lestienne et al., 1977; van Asten

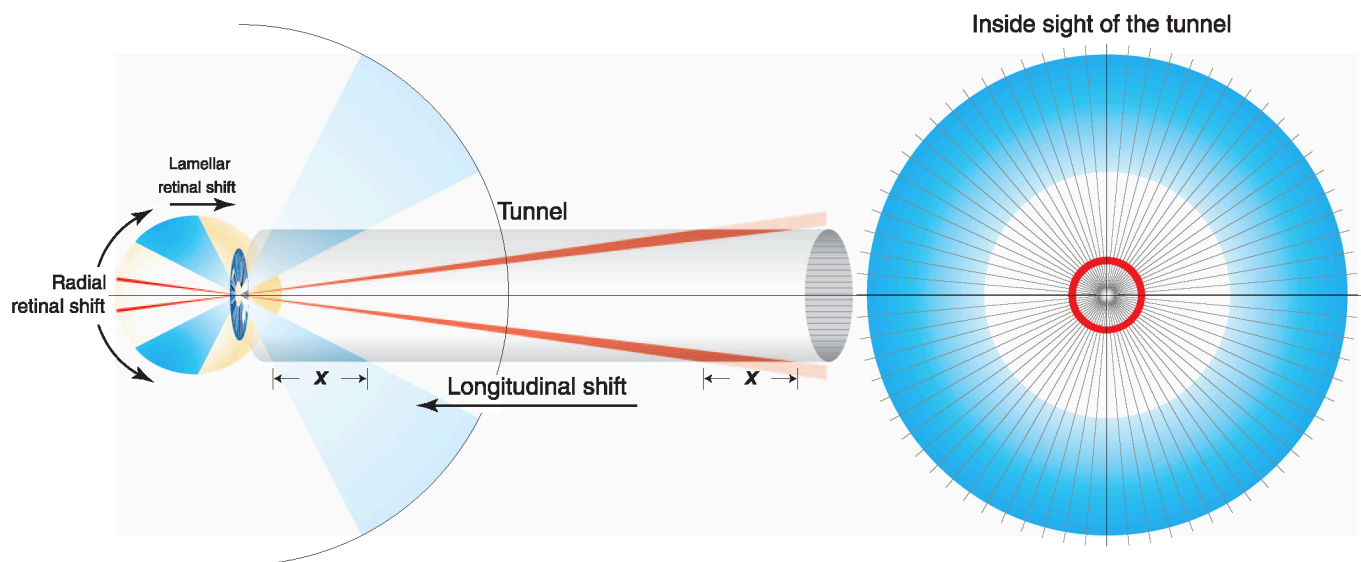


Figure 8. Illustration of the manner in which elements are perceived as equally sized elements located on the inner wall of a tunnel regarding their distance location from the observer. Farthest elements correspond to central vision and have a small apparent size. Closest elements correspond to peripheral vision and have a greater apparent size. Apparent velocity of objects located in the peripheral part of the visual field is greater as compared to objects located in the central visual field. When the tunnel is moving in the anterior–posterior direction, greatest velocity changes occur in the peripheral part of the visual scene.

et al., 1988). Therefore, when the stimulus is moving, it is coherent to record induced postural responses of greater amplitude when stimulating peripheral vision than when stimulating central vision.

With respect to the texture of the stimuli used in this study, we can assume that the stimulations of central and peripheral retina are similar for spatial frequencies and that cortical representation of the different parts of the stimuli are almost equivalent. Motion, in spite of the velocity gradient in the moving visual scene, appears homogenous (Johnston & Wright, 1986). This suggests that, when the visual system is stimulated with an optic flow, central and peripheral vision are used in a different way for processing visual information and for control of stance than in a static environment.

Therefore, respective contributions of central and peripheral vision seem to be related to relative magnitude of changes of the optic flow. While peripheral vision contributes to compensatory sway (Kawakita et al., 2000; Kuno et al., 1999; Lestienne et al., 1977; van Asten et al., 1988), central vision seems to contribute to postural stability. When comparing postural responses (BSA) for peripheral and full visual field conditions, there are no significant differences. If central vision had a more important role in postural reactivity BSA should have been lower during FF condition. Such results were observed by Previc and Neel (1995); they found postural responses to be of greater amplitude when stimulating peripheral vision as compared with full field stimulation.

When moving linearly, peripheral vision is important for updating the structure of the environment for spatial location, while central vision is important for orientation (Turano, Yu, Hao, & Hicks, 2005). Central and peripheral vision also represent inputs of equal importance in the perception of optic flow (Habak, Casanova, & Faubert, 2002). When immersed in optic flow, visual information may be processed as follows for the control of stance: central vision serves to orientate the response direction, while peripheral vision processes visual information on location and velocity, allowing an adapted postural response to the perceived perturbation.

Conclusion

In a static environment with ecological stimuli such as ours, central and peripheral vision contribute equally to the control of stance. When inducing a linear sinusoidally moving optic flow with the same image, peripheral vision plays a major role for the control of stance and induces a compensatory postural response, while central vision seems to have a supplementary role probably for the orientation of the postural response and some stability control.

Acknowledgments

This research was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) granted to J.F. and the NSERC-Essilor Industrial Research Chair. We thank Rémy Allard for useful discussions.

Commercial relationships: none.

Corresponding author: Jocelyn Faubert.

References

- Amblard, B., & Carblanc, A. (1980). Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Perceptual and Motor Skills*, 51, 903–912. [PubMed]
- Andersen, G. J., & Braunstein, M. L. (1985). Induced self-motion in central vision. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 11, 122–132. [PubMed]
- Berencsi, A., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2005). The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Human Movement Science*, 24, 689–709. [PubMed]
- Daniel, P. M., & Whitteridge, D. (1961). The representation of the visual field on the cerebral cortex in monkeys. *The Journal of Physiology*, 159, 203–221. [PubMed] [Article]
- Faubert, J., & Allard, R. (2004). Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment. In A. J. Woods, J. O. Merrit, S. A. Benton, & M. T. Bolas (Eds.), *Stereoscopic displays and virtual reality systems XI, Proceedings of SPIE IS&T Electronic Imaging, SPIE*, 5291 (pp. 491–500). SPIE - The international society for optical engineering.
- Finlay, D. (1982). Motion perception in the peripheral visual field. *Perception*, 11, 457–462. [PubMed]
- Gibson, J. J. (1979). *The ecological approach to visual perception*. Boston: Houghton Mifflin.
- Greffou, S., Bertone, A., Hassens, J. M., & Faubert, J. (2008). Development of visually driven postural reactivity: A fully immersive virtual reality study. *Journal of Vision*, 8(11):15, 1–10. <http://journalofvision.org/8/11/15/>, doi:10.1167/8.11.15. [PubMed] [Article]
- Habak, C., Casanova, C., & Faubert, J. (2002). Central and peripheral interactions in the perception of optic flow. *Vision Research*, 42, 2843–2852. [PubMed]
- Horton, J. C., & Hoyt, W. F. (1991). The representation of the visual field in human striate cortex. A revision of

- the classic Holmes map. *Archives of Ophthalmology*, 109, 816–824. [PubMed]
- Johnston, A., & Wright, M. J. (1986). Matching velocity in central and peripheral vision. *Vision Research*, 26, 1099–1109. [PubMed]
- Jonas, J. B., Schneider, U., & Naumann, G. O. (1992). Count and density of human retinal photoreceptors. *Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 230, 505–510. [PubMed]
- Kawakita, T., Kuno, S., Miyake, Y., & Watanabe, S. (2000). Body sway induced by depth linear vection in reference to central and peripheral visual field. *Japanese Journal of Physiology*, 50, 315–321. [PubMed]
- Kelly, J. W., Loomis, J. M., & Beall, A. C. (2005). The importance of perceived relative motion in the control of posture. *Experimental Brain Research*, 161, 285–292. [PubMed] [Article]
- Kuno, S., Kawakita, T., Kawakami, O., Miyake, Y., & Watanabe, S. (1999). Postural adjustment response to depth direction moving patterns produced by virtual reality graphics. *Japanese Journal of Physiology*, 49, 417–424. [PubMed]
- Lestienne, F., Soechting, J., & Berthoz, A. (1977). Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental Brain Research*, 28, 363–384. [PubMed]
- McFadzean, R., Brosnahan, D., Hadley, D., & Mutlukan, E. (1994). Representation of the visual field in the occipital striate cortex. *British Journal of Ophthalmology*, 78, 185–190. [PubMed] [Article]
- McKee, S. P., & Nakayama, K. (1984). The detection of motion in the peripheral visual field. *Vision Research*, 24, 25–32. [PubMed]
- Mergner, T., Schweigart, G., Maurer, C., & Blümle, A. (2005). Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Experimental Brain Research*, 167, 535–556. [PubMed] [Article]
- Mishkin, M., & Ungerleider, L. G. (1982). Contribution of striate inputs to the visuospatial functions of parieto-occipital cortex in monkeys. *Behavioural Brain Research*, 6, 57–77. [PubMed]
- Nougier, V., Bard, C., Fleury, M., & Teasdale, N. (1998). Contribution to central and peripheral vision to the regulation of stance: Developmental aspects. *Journal of Experimental Child Psychology*, 68, 202–215. [PubMed]
- Orban, G. A., Van Calenbergh, F., De Bruyn, B., & Maes, H. (1985). Velocity discrimination in central and peripheral visual field. *Journal of the Optical Society of America A, Optics and Image Science*, 2, 1836–1847. [PubMed]
- Paulus, W. M., Straube, A., & Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and aspects. *Brain*, 107, 1143–1163. [PubMed]
- Previc, F. H., & Neel, R. L. (1995). The effects of visual surround eccentricity and size on manual and postural control. *Journal of Vestibular Research*, 5, 399–404. [PubMed]
- Stoffregen, T. A. (1985). Flow structure versus retinal location in the optical control of stance. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 11, 554–565. [PubMed]
- Straube, A., Krafczyk, S., Paulus, W., & Brandt, T. (1994). Dependence of visual stabilization of postural sway on the cortical magnification factor of restricted visual fields. *Experimental Brain Research*, 99, 501–506. [PubMed]
- Turano, K. A., Dagnelie, G., & Herdman, S. J. (1996). Visual stabilization of posture in persons with central visual field loss. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 37, 1483–1491. [PubMed] [Article]
- Turano, K., Herdman, S. J., & Dagnelie, G. (1993). Visual stabilization of posture in retinitis pigmentosa and in artificially restricted visual fields. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 34, 3004–3010. [PubMed] [Article]
- Turano, K. A., Yu, D., Hao, L., & Hicks, J. C. (2005). Optic-flow and egocentric-direction strategies in walking: Central vs. peripheral visual field. *Vision Research*, 45, 3117–3132. [PubMed]
- van Asten, W. N., Gielen, C. C., & Denier van der Gon, J. J. (1988). Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments. *Experimental Brain Research*, 73, 371–383. [PubMed]
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211–1221. [PubMed] [Article]
- Wright, M. J., & Johnston, A. (1983). Spatiotemporal contrast sensitivity and visual field locus. *Vision Research*, 23, 983–989. [PubMed]

Annexe 5

Postural Hypo-Reactivity in Autism is Contingent on Development and Visual Environment: A Fully Immersive Virtual Reality Study

Implication de l'auteur de la thèse dans la réalisation de cet article

Pour cet article, l'auteur de cette thèse a joué un rôle plus secondaire que pour les autres articles. Il a principalement été impliqué dans la méthodologie, le traitement de des données, les analyses statistiques et l'interprétation des données posturales.

Le thème principal de cet article portant sur l'autisme, son rôle dans la discussion du comportement postural induit visuellement a été plus porté sur des idées générales que sur le thème de l'autisme à proprement dit.

Postural Hypo-Reactivity in Autism is Contingent on Development and Visual Environment: A Fully Immersive Virtual Reality Study

Selma Greffou · Armando Bertone ·
Eva-Maria Hahler · Jean-Marie Hanssens ·
Laurent Mottron · Jocelyn Faubert

© The Author(s) 2011. This article is published with open access at Springerlink.com

Abstract Although atypical motor behaviors have been associated with autism, investigations regarding their possible origins are scarce. This study assessed the visual and vestibular components involved in atypical postural reactivity in autism. Postural reactivity and stability were measured for younger (12–15 years) and older (16–33 years) autistic participants in response to a virtual tunnel oscillating at different frequencies. At the highest oscillation frequency, younger autistic participants showed significantly less instability compared to younger typically-developing participants; no such group differences were evidenced for older participants. Additionally, no significant differences in postural behavior were found between all 4 groups when presented with static or without visual information. Results confirm that postural hypo-reactivity to visual information is present in autism, but is contingent on both visual environment and development.

Keywords Autism · Posture · Development · Sensorimotor · Virtual reality · Motion perception

Introduction

Autism is a behaviorally variant phenotype with a neuro-genetic basis characterized by atypical communication and social interaction, co-occurring with restricted interests and repetitive behaviours (American Psychological Association 1994). Visual information processing is also atypical in autism, defined by a “*perceptual signature*” characterized by superior performances on perceptual and cognitive tasks where local or detailed processing of spatial information is advantageous, and by a decreased ability or optional processing for complex types of information requiring either integrative, dynamic or global analysis (see Mottron and Burack 2001; Mottron et al. 2006; Dakin and Frith 2005; Behrmann et al. 2006; Bertone and Faubert 2006; Happe and Frith 2006; Simmons et al. 2009; Bertone et al. 2010; for reviews).

Posture is regulated via the integration of signals originating from three afferent sensory systems: the somatosensory, the vestibular and the visual systems (Peterka and Benolken 1995; Nolan et al. 2005). These signals are then used by the cortex and cerebellum to produce an appropriate motor output within a changing visual environment. A deficit in any of these systems can affect posture and balance. Given autism’s “*perceptual signature*”, altered postural regulation is expected since visual information processing is involved in several visually-contingent behaviors, including maintaining posture, or balance. Although abnormalities of motor behavior, most often described as “associated symptoms”, (i.e., either clumsiness, fine/gross motor deficits, apraxia, alterations in motor

S. Greffou · E.-M. Hahler · J.-M. Hanssens · J. Faubert (✉)
Visual Psychophysics and Perception Laboratory, School of
Optometry, University of Montreal, 3744 Jean-Brillant street,
Montreal, QC H3T 1P1, Canada

A. Bertone
Perceptual Neuroscience Laboratory for Autism and
Development, Montreal, Canada

A. Bertone · L. Mottron
Department of Psychiatry, University of Montreal, Montreal,
Canada

A. Bertone · L. Mottron
University of Montreal Center of Excellence for Pervasive
Developmental Disorders, Montreal, Canada

milestone development, etc....) have been well documented in autism (Teitelbaum et al. 1998; Ghaziuddin and Butler 1998; Ming et al. 2007), relatively few studies have directly assessed either balance and/or postural reactivity in autism. In one such study, Gepner et al. (1995) reported an attenuation of reactivity to a radiating full-field optic flow stimulus, which typically induces the illusory perception of self motion, particularly for fast visual motion (see Gepner and Mestre 2002a). This study involved a small group of five young children with autism whose ages ranged between 4 and 7 years (and whose intellectual level of functioning was not documented). Gepner and colleagues concluded that persons with autism, especially those with low functioning autism (LFA), were insensitive to dynamic visual information with regards to posture compared to control participants, which probably originated from an impairment in motion perception; a lack of attention to stimuli was also suggested. However, it can also be argued that postural attenuation might have resulted from a motor functioning impairment in the autism group (particularly in the LFA group), resulting in inadequate motor output despite appropriate sensory functioning. These and other results related to the perception of both social and non-social information (Gepner and Mestre 2002a) have been used to propose that a “rapid visual motion integration deficit” (Gepner and Mestre 2002b), and more recently, a “temporo-spatial processing disorder” (Gepner and Féron 2009) may underlie postural anomalies in autism.

Subsequent studies assessing posture in autism have manipulated proprioceptive input by having participants stand on foam (or not) under different visual conditions. For example, Molloy et al. (2003) demonstrated that on average, autistic children were less stable when standing passively and blindfolded, thus eliminating visual cues, whether or not proprioceptive information was modified. Reflecting over-reliance on visual input for maintaining balance in the autism/ASD group, this result was interpreted as evidence for a multi-modal dysfunction in the integration of information originating from visual, somatosensory, and vestibular afferences in autism. Using a larger sample of 79 high-functioning autistic participants aged between 5 and 52 years, Minshew et al. (2004) demonstrated that the postural stability of autistic participants was reduced when proprioceptive input was disrupted by a sway-referenced platform. In addition, results demonstrated that postural control started to develop later in the autism group (12 years of age compared to 5 years in the control group) and never reached neuro-typical, adult-like levels. These results were also interpreted as evidence for both delayed and underdeveloped postural control in autism, and also argued to result from a deficit of multimodal sensory integration between the different neural systems underlying postural control in autism.

Taken together, all of these results suggest atypical or underdeveloped postural control in autism that may derive from a multi-modal sensory integration deficit, either resulting from impaired complex motion perception (Gepner et al. 1995), or from atypical integrative functioning between any of the subsystems involved in postural control (Molloy et al. 2003; Minshew et al. 2004). In order to isolate the subsystems underlying postural control in autism, we have assessed postural behavior in response to immersive visual environments differing only as a function of oscillation frequency, while the other sub-systems, namely the somatosensory and vestibular systems, were kept constant. A fully immersive virtual reality approach was used to measure postural reactivity and stability in autism relative to a sway-inducing virtual tunnel (see “Methods” section) oscillating at three different frequencies (see Greffou et al. 2008; Pignonier et al. 2009). Postural behavior was assessed above and below the age of 16 years (participants included in either 12–15 years, or 16–33 years age groups) in order to assess whether postural behavior differs as a function of development. The age ranges used to create our groups were chosen based on previous findings demonstrating that postural reactivity to the exact same visual environment used in the present study reached adult-like levels at 16 years of age for neurotypical participants (Greffou et al. 2008). In addition, the immersive nature of our virtual reality approach minimizes possible confounding variables such as inattentiveness to the visual environment (Gepner et al. 1995) for both autistic and control participants. This approach also allows for the manipulation of visual environment characteristics (tunnel oscillation frequency) on a continuum, rather than on a categorical level (present or absent).

Methods

Participants

The autistic and typically-developing (TD) participant groups were placed in either of two age groups: 12–15 year-olds and 16–33 year-olds. Therefore, the study included a total of four groups: a 12–15 year-old autism group ($n = 8$; $M = 13.0 \pm 1.3$ year-old), a 12–15 year-old TD group ($n = 11$; $M = 13.6 \pm 1.6$ year-old), a 16–33 year-old autism group ($n = 8$; $M = 21.0 \pm 5.9$ year-old), and a 16–33 year-old TD group ($n = 23$; $M = 23.0 \pm 5.4$ year-old).

Autism Group

Sixteen individuals (3F; 13 M) with autism were randomly extracted from Rivière-des-Prairies’ hospital database and

invited to participate in this study. Autism was diagnosed using the Autism Diagnosis Interview-Revised (Lord et al. 1994) and the Autism Diagnosis Observation Schedule (Lord et al. 2000), both of which were conducted by a trained clinician-researcher (LM) who obtained reliability on these instruments. Thirteen of the participants with autism scored above the ADI and ADOS cut-off in the three relevant areas for diagnosis (social, communication, restricted interest and repetitive behaviours). One autistic participant did not score above cut off in the Communication domain on both instruments; and two participants were administered an expert (but not standardized) clinical DSM-IV diagnosis of autism following a direct observation based on the ADOS procedure. Participants with other developmental DSM-IV Axis 1 diagnoses, except hyperactivity and language disorders, potentially relevant Axis 3 diagnoses, non-corrected-to-normal vision (20/20 Snellen acuity for both eyes) and without adequate stereoscopic vision were excluded from enrolment in this study. Two autistic participants (one in each age group) were taking Concerta (a slow-release psychostimulant used to manage ADHD) at the time of testing as part of their daily routine. All participants in the autism group had full-scale Wechsler IQ scores in the normal range (12–15 year-olds: 98.75 ± 16.2 ; 16–33 year-olds: 101.13 ± 12.0).

Typically Developing Group

Performance of participants with autism was compared to that of thirty-four typically developing (TD) individuals. TD individuals were recruited by word of mouth in the community, and none of them reported problems when screened by a semi-structured interview documenting history of psychiatric or neurological condition, learning disabilities, family history (1°) of mood disorders, pervasive developmental disorders or schizophrenia, defective vision or audition and intake of medication. All participants were informed of the goals of the study and nature of the tasks and their consent was obtained. All participants were compensated monetarily for their time. Testing commenced after the ethics committees at the Rivière-des-Prairies Hospital and at the University of Montreal (where the testing took place) approved of the study.

Apparatus

Postural reactivity to visual information was assessed using a fully immersive virtual environment (CAVE system, FakespaceTM). The CAVE is an $8 \times 8 \times 8$ feet room including three canvas walls (one frontal and two laterals) and an epoxy floor, all serving as surfaces for the projection of images (Fig. 1). The resolution of each surface image

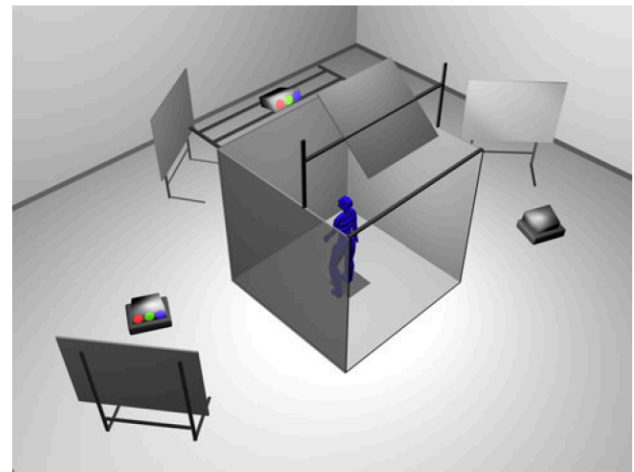


Fig. 1 The CAVE is an $8 \times 8 \times 8$ feet room that includes three walls (one frontal and two lateral) and a floor that all serve as surfaces for the projection of images

was $1,280 \times 1,024$ pixels, and was generated by Marquee Ultra 8500 projectors.

The CAVE was under the control of a SGI ONYX 3200[®] computer equipped with two Infinite Reality II graphics cards and a magnetic motion tracker system (Flock-of-Birds[®]) measuring postural reactivity by registering body movement at the head level. A previous study conducted in the laboratory (Faubert and Allard 2004) along with some pilot data using the same setup as was used in the present study showed that the measures taken at the head level (sensor positioned on the stereo goggles) yielded comparable results to those obtained when sensors were positioned on the lower back (lumbar 2–3). This demonstrates that, at least under our present conditions, the postural response of our participants resembled that of an inversed pendulum motion pattern. We have therefore decided to use only the sensor at the head level so as to avoid adding methodologically superfluous and potentially invasive lumbar sensors. The polarized stereoscopic goggles (Crystal Eyes[®], StereoGraphics Corporation; Fig. 2)



Fig. 2 The stereoscopic goggles

were equipped with a magnetic motion sensor allowing for the precise tracking and measurement of their motion (thus, the motion of participants). Three dimensional vision being the result of the computation of two different images (one from each eye) by the brain, wearing of stereoscopic goggles allowed for the alternating occlusion of the left and right eyes at a high frequency (96 Hz). This occlusion was synchronized with the projection frequency on the screens, resulting in a three-dimensional perception of the environment. For more details on the equipment used, please visit the following website: <http://vision.opto.umontreal.ca/English/Techno/CAVE.html>.

Procedure

Participants were first familiarized with the virtual environment. Visual acuity and stereoscopic vision were then assessed without glasses (using a Snellen eye-chart and a Random Dots Stereo-acuity Test). Participants were then asked to wear the stereoscopic goggles, and were positioned at 1.50 m from the CAVE's central wall with shoes off, feet together, and arms crossed. This position was chosen in order to minimize the use of individual strategies from the limbs to maintain posture, and helped maximize the effect of the visual stimulation (Kawakita et al. 2000). For all conditions, participants were asked to fixate a red dot located at the horizon. Behavioral information was recorded as participants simply stood in the virtual reality environment while they were presented with the visual stimulation.

Experimental Paradigm

The postural reactivity of participants was assessed using the “Virtual Tunnel Paradigm” (Fig. 3; for a video of this paradigm: <http://vision.opto.umontreal.ca/Techno/CAVE.html>). The tunnel had an inner texture made of a checkerboard pattern, where each high-contrast square was scaled for linear perspective (for a detailed description, see Greffou et al. 2008; Piponnier et al. 2009). Two types of visual environments, *dynamic* and *static*, were used in this study.

For the dynamic condition, the simulated motion of the tunnel was defined by an anterior–posterior (front-back) sinusoidal translation motion oscillating around the participants at 3 different frequencies: 0.125, 0.25, or 0.5 Hz (for further details on the choice of these frequencies or on the physical properties of the tunnel, please refer to Greffou et al. 2008). For each frequency, participants performed three 68 s trials, resulting in a total of 9 *dynamic* trials, presented in a pseudo-random order. The initial frequency was randomly selected and each consecutive presentation

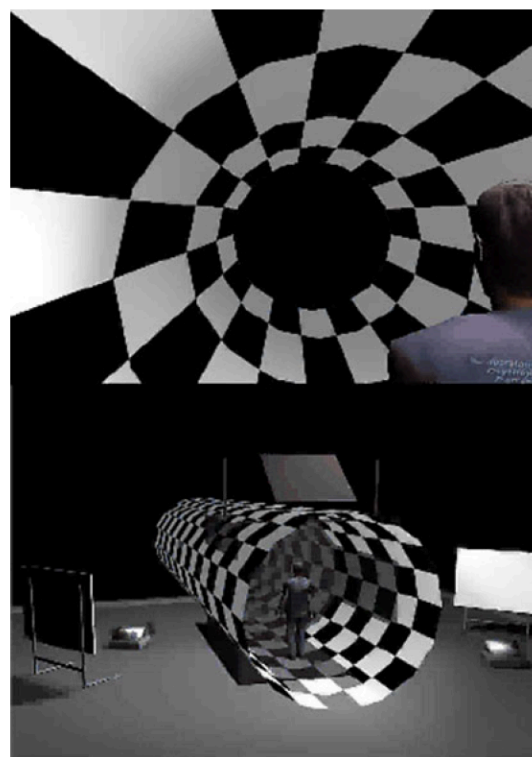


Fig. 3 The virtual tunnel paradigm (<http://vision.opto.umontreal.ca>)

of a given frequency was always separated by at least one presentation of each of the two other frequencies. *Static* conditions served as control conditions, thus allowing us to separate the effect of dynamic visual stimulation on postural reactivity from that of static visual stimulation and spontaneous sway. In the *static tunnel* condition, participants had to fixate a red dot presented at the horizon during two 68 s trials, while standing in the virtual tunnel in its static state (0 Hz, i.e. motionless). Since the structure, dimension and texture of the tunnel were identical in both *dynamic* and *static* conditions, the unique variable differentiating the two conditions was its apparent motion. For the *eyes closed* condition, participants were asked to position their heads as if they were fixating the horizon, but had their eyes closed. This condition was added to measure the extent to which visual input, whether dynamic or static, affected postural reactivity. In summary, all participants performed thirteen 68 s trials in the following order; 2 *static* tunnel trials, 9 *dynamic* tunnel trials, and 2 *eyes-closed* trials. A trial was considered incomplete if either a participant lost balance during the trial (i.e., he or she could not remain standing with feet together), or asked for the trial to be stopped. If a participant was unable to complete two out of the three dynamic trials for a given oscillation frequency, his/her data was excluded from statistical analyses.

Behavioral Measures

Changes in posture were monitored using two measures: Body Sway (BS) and Postural Perturbations (PP), (see Greffou et al. 2008). BS is the anterior-posterior displacement of a participant as a function of the virtual tunnel's oscillation frequency. Due to the variation of height as a function of age group, angular displacement (Fig. 4) was used as the dependent measure of postural reactivity as opposed to linear displacement. PP is defined as the root mean squared (RMS) of total body velocity in the horizontal plane (i.e., anterior-posterior “z axis” and medial-lateral displacements “x axis”) in angles per second (Faubert and Allard 2004; Greffou et al. 2008; Piponnier et al. 2009). This measure was used in order to quantify postural perturbations induced by the visual stimuli. The PP measure is distinct from the BS one in that it is not computed relative to a single specific frequency; rather, it reflects body instability at all frequencies minus the one at which the tunnel “moves” during the trial of interest.

Results

Statistical Analyses

Separate analyses were performed for Body Sway (BS) and Postural Perturbations (PP) given that each of these two variables represents a different element of postural reactivity: BS reflecting synchronicity to stimulation, and PP reflecting general instability. In the dynamic tunnel condition, results from 3 trials were averaged for each

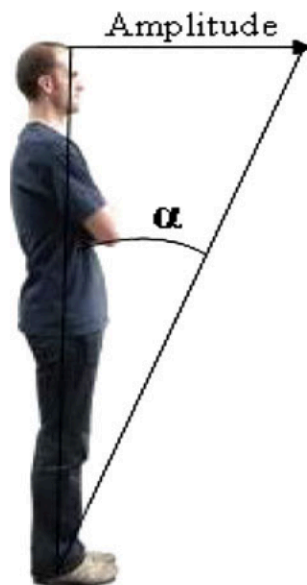


Fig. 4 Angular displacement of a person

frequency, resulting in one value per frequency for each participant. The same principle was applied for the control conditions: 2 trials per frequency were averaged for each participant; therefore, each participant had only one score per frequency, per condition (dynamic tunnel, eyes closed and static tunnel). Raw scores were converted to log values. Note that the data of one autistic participant in the 12–15 year-old group was removed from statistical analyses as he was unable to complete all of the 0.25 Hz trials due to dizziness and to technical problems during testing.

Body Sway Analyses (BS)

An Age (2) \times Group (2) \times Frequency (3) mixed factorial analysis of variance (ANOVA) was performed for the dynamic condition. A significant main effect of Age ($F(1, 45) = 13.01, p = .001, \eta^2 = .224$) and a non-significant Group (autism vs. TD) \times Frequency interaction ($F[1.84, 82.90] = 0.52, p = .58$) demonstrated that younger participants (12–15 year-old) swayed more than older participants across all frequencies regardless of whether they belonged to the autism or TD groups. Moreover, a 2 (Group) \times 2 (Age) \times 3 (Frequency) mixed factorial ANOVA revealed a significant three-way interaction $F[1.84, 82.90] = 3.67, p = .033, \eta^2 = .075$; pairwise comparisons using Bonferroni correction revealed that amongst the autistic group, the 12–15 year-olds manifested significantly more Body Sway than did the adults for the 0.125 and 0.25 Hz. The same was true of the TD groups, where 12–15 year-olds showed significantly more body sway than did the adults but this time for the 0.25 and 0.50 Hz. A between-group difference in Body Sway for younger participants failed to reach statistical significance for all of the frequencies, but a trend was noted at 0.50 Hz where younger participants with autism swayed less than younger TD ones (See Fig. 5).

Age (2) \times Group (2) \times Frequency (3) mixed factorial analyses of variance were also performed for both of the Eyes Closed (EC) and Static Tunnel (ST) conditions

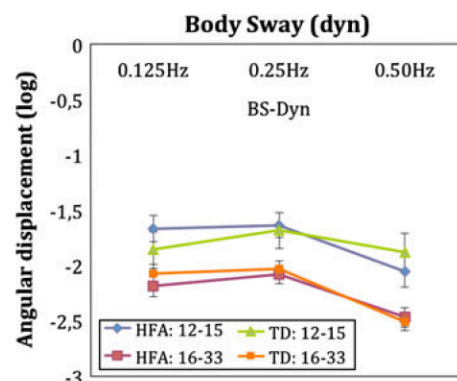


Fig. 5 Body sway as a function of frequency and group

(Figures not shown). For EC, no significant main effect of Group ($F[1, 45] = 1.27, p = .27$) nor a significant three-way interaction ($F[2, 90] = 1.19, p = .31$) were found. Likewise, for the Static Tunnel condition (ST), no significant main effect of Group ($F[1, 45] = 0.072, p = .79$) or a significant Age \times Group \times Frequency interaction were found ($F[2, 90] = 1.31, p = .28$). Finally, an ANOVA comparing Eyes Closed and Static Tunnel, where BS scores were collapsed across frequencies, showed that participants were less reactive during the Static Tunnel condition as compared to during the Eyes Closed condition ($F[1, 6] = 7.02, p = .038$) regardless of frequency, as no significant Condition \times Frequency interaction was found ($F[2, 12] = 3.31, p = 0.072$).

Postural Perturbations Analyses (PP)

Age (2) \times Group (2) \times Frequency (3) mixed factorial analyses of variance were performed. For the dynamic condition, a significant main effect of Age ($F[1, 45] = 20.16, p = .000, \eta^2 = .309$) demonstrated that younger participants (12–15 year-old) were less stable than older participants across all frequencies regardless of whether they belonged to the autism or TD groups. Furthermore, a 2 (group) \times 2 (age) \times 3 (Frequency) mixed factorial ANOVA revealed a significant three-way interaction ($F[1.67, 75.13] = 4.23, p = .024, \eta^2 = .086$); pairwise comparisons using Bonferroni correction revealed that at 0.50 Hz, the 12–15 year-old autism group ($M = -1.62, SD = .18$) manifested significantly more postural stability than did the 12–15 year-old TD group ($M = -1.42, SD = .32$), ($t(16) = 2.08, p = .043$); as was previously mentioned, the same tendency was observed for BS although it failed to reach statistical significance for 0.50 Hz (See Fig. 6).

Age (2) \times Group (2) \times Frequency (3) mixed factorial analyses of variance were also performed for both the EC

and ST conditions (Figures not shown). For EC, no significant main effects of Group was revealed ($F[1, 45] = .029, p = .86$) nor was a significant three-way interaction ($F[1.07, 48.07] = .36, p = .57$). Similarly, for ST no significant main effect of Group ($F[1, 45] = 1.11, p = .30$) or a significant Age \times Group \times Frequency interaction were evidenced ($F[1.84, 82.56] = .44, p = .63$). Finally, an ANOVA comparing Eyes Closed and Static Tunnel, where PP scores were collapsed across frequencies, showed that participants, as was the case for BS, were more stable during the Static Tunnel condition as compared to during the Eyes Closed condition ($F[1, 6] = 5.10, p = .065$) regardless of frequency, as no significant Condition \times Frequency interaction was found ($F[1.2, 7.2] = 2.80, p = 0.14$).

Discussion

Although atypical motor behaviors are often described as associated behavioral symptoms of autism, their etiology remains unknown. Given the altered visually-related information processing in autism, an important component of motor regulation, we assessed the visual and vestibular components involved in postural reactivity in autism by measuring perturbation and body sway induced by a virtual tunnel oscillating at different frequencies for younger and older participants with autism. Compared to typically-developing participants, younger participants with autism were hypo-reactive showing significantly less postural perturbation to the sway-inducing virtual tunnel only at the highest oscillation frequency (0.50 Hz). No significant differences in postural reactivity were found between the two older groups across the three frequencies tested in the dynamic condition. In addition, postural behavior did not differ between groups when immersed in control environments, where afferent visual input was either present and static (immersed in static tunnel) or absent (eyes closed condition). These results suggest that hypo-reactivity to visual-inducing information in autism is contingent on both visual environment (ex: speed of visual stimuli) and development (chronological age), and probably not the result of a vestibular dysfunction; if such were the case, between groups differences would be found throughout all of the experimental conditions, particularly Eyes Closed, where the vestibular system is more strongly solicited.

Atypical Postural Behavior And Dynamic Information Processing in Autism

As was mentioned in the Introduction, the paradigm used in the present study is novel in that postural behavior in autism was not simply assessed as a function of whether

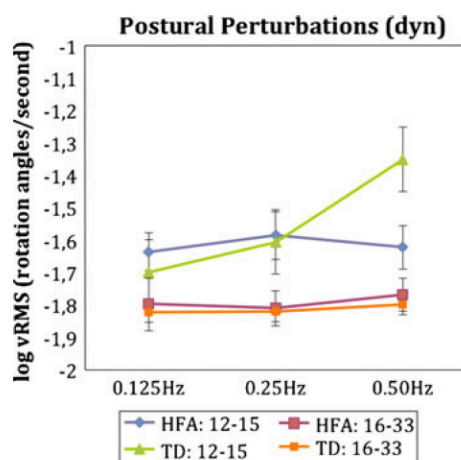


Fig. 6 Postural perturbations as a function of frequency and group

afferent visual input was present or not (i.e., eyes-closed vs. eyes-opened). We assessed the implication of vestibular and visual components of postural behavior by measuring how this behavior was differentially affected by manipulating the dynamicity (tunnel frequency oscillation) of the visual environment wherein the participants were immersed. Results demonstrated that for younger participants with autism (12–16 years), hypo-reactivity (i.e., less postural perturbation) to a sway-inducing visual environment was only manifested for the highest oscillation frequency (0.50 Hz); between-group differences were not demonstrated for slower oscillation frequencies. Moreover, a similar trend was noted for the Body Sway measure where young participants with autism swayed less than the young TD; body sway being mostly a measure of synchronicity to stimuli (see “Methods” section), this implies that our younger autistic participants seem not to have synchronized normally to the fastest stimulation frequency whereas they were able to do so for lower frequencies. In summary, autistic participants were able to integrate and translate most sensory information into an appropriate motor response under most experimental conditions except when the processing and integration of fast visual stimuli was required.

These results are consistent with the “visual-motion integration deficit” (Gepner and Mestre 2002a) and/or the “temporo-spatial processing disorder” (Gepner and Féron 2009) hypotheses proposing that atypical postural reactivity in autism is specific to fast moving visual stimulation. In general, these hypotheses are based on findings of decreased postural reactivity of autistic participants to a 2-dimensional flow-field, defined by an oscillating circularly-symmetric, frequency-modulated concentric grating (Gepner et al. 1995), particularly for fast visual motion (Gepner and Mestre 2002a). In these two studies (the latter described as a replication and extension of the former), the oscillation frequency—or *driving* frequency—of the grating was set at 0.2 Hz, resulting in different local angular velocities across the stimuli since the spatial frequency of the concentric rings defining the flow field decreased from center of focus of expansion/contraction. It is important to note that the effect of velocity on reactivity was computed by transforming (Fast Fourier Transformation or FFT) center-of-pressure measures into the fore-aft sway axis into components at each local angular velocity (ranging from 6° to 100°/s). Therefore, the interpretations of Gepner and colleagues are based on postural reactivity findings with respect to local (peak) angular velocities, and not to the consequence of manipulating the overall velocity of the sway-inducing flow-fields. It is also worth noting that although the hypotheses advanced by Gepner and Mestre were based on results originating from rather small sample sizes (i.e., Gepner and Mestre 2002a: autistic disorder,

$n = 3$; Asperger $n = 3$; neurotypical, $n = 9$), they are consistent with ours as only young participants with an autistic disorder diagnosis (and not Asperger) demonstrated differential reactivity to visual information.

In the present study, three different dynamic driving frequencies were assessed (0.125, 0.25 and 0.5 Hz). By assessing postural behavior under different levels of dynamic visual stimulation, and not only comparing postural behavior in dynamic versus static environments, perceptual versus visuo-motor origins of atypical postural reactivity in our autism group were dissociated. The finding that postural behavior in the autism group was comparable to that of controls for the lower velocities argues against the suggestion that atypical postural behavior in autism is due to motion perception impairments (Gepner et al. 1995). Specifically, a motion perception deficit would predict atypical reactivity across all oscillation frequencies assessed, since the visual environment induced frequency-dependant sway for most conditions in the autism group. This finding is especially pertinent since the frequency-contingent autistic behavior occurred within an identical dynamic visual environment in all frequency conditions (except for its velocity level), and cannot be explained by inattention to stimuli, given the immersive character of the virtual visual environment and the small intra-subject variance between the 3 trials at each frequency. In addition, although there is some evidence of *motion perception* impairments in autism under specific experimental conditions (Bertone et al. 2003; see Bertone and Faubert 2006; Kaiser and Shiffrar 2009 for reviews), it is unlikely that such subtle perceptual deficits alone would translate into the atypical postural behavior observed in this study, given the intensity of the high-contrast information defining the virtual tunnel.

Plausible neural mechanisms contingent on dynamic information processing include the visuo-cerebellar circuits due to their role in the speed and temporal coding of dynamic visual input. Interestingly, visuo-postural mis-coupling is representative of a sensory-motor coupling disorder, first described 40 years ago (Ornitz and Ritvo 1968; Ornitz 1974) as a possible etiology of some autistic behaviors (see Ornitz et al. 1985: visuo-vestibular disconnect). In addition, anomalies of cerebello-premotor-motor cortex loops, due to the contribution of both the cerebellum and the basal ganglia to real-time fine-tuning of motor output and to motor learning via their projections to the motor, premotor, prefrontal, temporal and parietal cortices may also be candidate mechanisms that are underdeveloped in autism. This disordered under- or over- visuo-postural coupling in children with ASD may partly explain sensory-motor and motor disturbances, such as poor motor coordination, poor or enhanced postural control, and gross or fine motor clumsiness (Ornitz 1974; Damasio and

Maurer 1978; Kohen-Raz et al. 1992; Leary and Hill 1996; Green et al. 2009 for reviews).

Developmental Trend of Postural Behavior in Autistic and Neurotypical Individuals

Previous results assessing visually-driven postural reactivity during typical development demonstrated that both children and young adolescents show less stability in reaction to dynamic visual scenes (dynamic virtual tunnel, as was used in this study) than adults; they reach adult-like levels between 16 and 19 years of age, suggesting an important transitory period for sensorimotor development (Greffou et al. 2008). In the present study, autistic and non-autistic participants who were 12–15 years of age exhibited more body sway and postural perturbations (vRMS) than did older participants. This finding is in accordance with the developmental trajectory observed in the aforementioned study. In addition, only in this younger age range were between-group differences contingent on the visual environment (oscillation frequency) manifested, suggesting that atypical postural reactivity behavior in autism is most evident before the critical period of sensorimotor development in neurotypical individuals. In another study, Minshew et al. (2004) demonstrated that the postural control of persons with autism aged 5–52 year-old did not begin to improve until the age of 12 years, but never reached adult-like levels. Methodological differences (stimulation and measures) between the Minshew et al. (2004) and the present study may account for discrepancies regarding the transitory periods of sensorimotor development in autism. However, both studies suggest that development is an important component of atypical postural behavior in autism. These findings may be related to the reduced prevalence of motor deficits (fine motor control and programming) in older children with autism spectrum disorder, whether through natural progression, results of interventional therapy, or the combination of the two (Ming et al. 2007). In conclusion, the finding that postural hypo-reactivity in autism occurred in the younger autism group when the inducing motion was fastest is suggestive of a delayed development of sensory-motor coupling in autism.

Vestibular and Somatosensory Effects on Postural Behavior in Autism

Although direct assessments of vestibular functioning in autism has been relatively limited, studies assessing vestibulo-ocular responses have demonstrated that vestibulo-related autistic dysfunction is most probably due to integrative deficits between the vestibular and other afferent systems (i.e., visual and/or somatosensory), rather than specific deficits to the peripheral vestibular system (Ornitz

et al. 1985). This notion is consistent with our findings since a between-group difference in postural behavior (either reactivity or stability) was not evidenced for static conditions. In addition, behavior did not differ across the *different* static conditions (i.e., static tunnel vs. eyes-closed), suggesting that stability was typical in participants with autism whether or not afferent visual information was available. These results suggest that atypical postural reactivity for our autistic participants did not originate *uniquely* from a vestibular dysfunction. In addition, the lack of between-group differences for the static conditions (and most dynamic conditions) also suggests that if muscular or morphological differences between autistic and non-autistic participants were present (Leary and Hill 1996; Hallett et al. 1993; Vilensky et al. 1981), they were not significant enough to affect postural behavior under the experimental conditions and paradigm used.

Somatosensory afferent input was kept constant across conditions in this study given that the main goal was to isolate and assess the effect of visual environment on postural behavior (participants stood passively with their shoes off and feet together on a cushionless platform). In a previous study, modifying somatosensory input using a cushioned platform failed to significantly affect postural stability, defined by a sway area covered during a 30 s trial, in a group of 8 boys with ASD (Molloy et al. 2003). Results from this study also demonstrated that the stability of the ASD group significantly decreased during ‘eyes-closed’ conditions, regardless of whether somatosensory input was modified or not. This result was interpreted as suggestive of an over-reliance on visual input to maintain balance in the group assessed and is, in general, consistent with a reduced integration between different afferent sensory systems (Molloy et al. 2003; Minshew et al. 2004).

Findings in Relation to the Autistic Behavioral Phenotype

Although the presence of repetitive behaviors is considered to be a core characteristic of autistic spectrum disorder, there is presently little understanding regarding basic issues such as pathogenesis, purpose, preservation, and ultimately, the management of such behaviors in autism. Nevertheless, hypotheses implicating emotional (Baron-Cohen et al. 2000), executive (Ozonoff et al. 1991; Joseph and Tager-Flusberg 2004; Hill 2004; see Turner 1999 for reviews) and sensory/perceptual (Rimland 1994; O’Gorman 1967; Delacato 1974; Motttron et al. 2007) origins have been advanced. The latter hypothesis suggests that characteristic repetitive behaviors serve as coping mechanisms by persons with autism in response to an atypically interpreted environment. The present study demonstrated that the postural behavior (passive) of

autistic participants differed under specific conditions of visual stimulation (i.e., higher oscillation frequencies), suggesting an association between perceptual environment and subsequent behavior. This association can be translated into real-life situations where temporally-changing visual environments are actively produced by behaviors often manifested by persons with autism that include: (a) visual rotation induced by repetitive spinning movements, and (b) the periodic visual stimulation induced by periodic hand or finger movements in the visual field. Whereas spinning behaviours are a reliable part of the autistic phenotype (Bracha et al. 1995), atypical lateral fixations are associated with produced or searched periodic movements (Motttron et al. 2007).

The production of periodic body movements by autistics has generally been interpreted as the semi voluntary behaviour implicating a vestibular input within a framework of atypical sensory modulation (Ornitz 1974). However, our findings suggest that any explanatory model for atypical body movements in autism should consider a possible decoupling between vestibular and visual systems under certain conditions of dynamic visual stimulation. Anecdotaly, this suggestion is supported by the frequently reported behavioural observation that prolonged rocking, spinning and whirling behaviours in autism do not result in dizziness (Ornitz 1974; Grandin 1996).

Limitations and Future Directions

Findings from this study are specific to participants diagnosed with autism who have an IQ comparable to that of typically-developing persons. It is unknown whether this pattern of results transfers across the autism spectrum (Asperger syndrome or Pervasive Developmental Disorder not Otherwise Specified). However, the passive nature of the fully immersive task makes it possible to assess children with limited language and cognitive ability. Future studies could compare different types of dynamic stimuli (e.g. swaying floors), and use non-periodic or unpredictable visual scene movement in order to verify whether abnormalities are manifested in other contexts where efficient visuo-motor integration and complex visual perception is required.

Acknowledgments We would like to thank Autism Speaks Pilot grant to Jocelyn Faubert, Laurent Motttron, and Armando Bertone, and the CFI Leader's fund and NSERC for their grants to Jocelyn Faubert. We would also like to thank greatly all participants and their families for their time and support. These results have been presented by Selma Greffou under the form of a poster at the 7th Annual Meeting for Autism Research in the year of 2008, London, UK; they have also been presented by Armando Bertone under the form of an oral presentation at the 30th European Conference on Visual Perception, Arezzo, Italy.

Open Access This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Noncommercial License which permits any noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author(s) and source are credited.

References

- American Psychological Association. (1994). *Diagnostic and statistical manual of mental disorders* (4th ed.). Washington, DC: APA.
- Baron-Cohen, S., Ring, H. A., Bullmore, E. T., Wheelwright, S., Ashwin, C., & Williams, S. C. (2000). The amygdala theory of autism. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 24(3), 355–364.
- Behrmann, M., Thomas, C., & Humphreys, K. (2006). Seeing it differently: visual processing in autism. *Trends in Cognitive Science*, 10, 258–264.
- Bertone, A., & Faubert, J. (2006). Demonstrations of decreased sensitivity to complex motion information not enough to propose an autism-specific neural etiology. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 36, 55–64.
- Bertone, A., Hanck, J., Kogan, C. S., Chaudhuri, A., & Cornish, K. M. (2010). Using perceptual signatures to define and dissociate neural etiology: Autism and fragile x syndrome as model conditions. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 40, 1531–1540.
- Bertone, A., Motttron, L., Jelenic, P., & Faubert, J. (2003). Motion perception in autism: A “complex” issue. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 15, 218–225.
- Bracha, H. S., Livingston, R., Dykman, K., Edwards, D. R., & Adam, B. (1995). An automated electronic method for quantifying spinning (circling) in children with autistic disorder. *Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neuroscience*, 7, 213–217.
- Dakin, S., & Frith, U. (2005). Vagaries of visual perception in autism. *Neuron*, 48, 497–507.
- Damasio, A. R., & Maurer, R. G. (1978). A neurological model of autism. *Archives of Neurology*, 35, 777–786.
- Delacato, C. H. (1974). *The ultimate stranger: The autistic child*. Garden City, NY: Doubleday.
- Faubert, J., & Allard, R. (2004). Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment. In A. J. Woods, J. O. Meritt, S. A. Benton, & M. T. Bolas (Eds.), *Stereoscopic displays and virtual reality systems XI* (Vol. 5291, pp. 491–500).
- Gepner, B., & Féron, F. (2009). Autism: A world changing too fast for a mis-wired brain? Review. *Neuroscience and Behavioral Reviews*, 33, 1227–1242.
- Gepner, B., & Mestre, D. R. (2002a). Brief report: postural reactivity to fast visual motion differentiates autistic from children with Asperger syndrome. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 32, 231–238.
- Gepner, B., & Mestre, D. R. (2002b). Rapid visual-motion integration deficit in autism. *Trends in Cognitive Sciences*, 6, 455.
- Gepner, B., Mestre, D. R., Masson, G., & Schonen, S. (1995). Postural effects of motion vision in young autistic children. *Neuroreport*, 6, 1211–1214.
- Ghaziuddin, M., & Butler, E. (1998). Clumsiness in autism and Asperger syndrome: A further report. *Journal of Intellectual Disability Research*, 42, 43–48.
- Grandin, T. (1996). *Thinking in pictures and other reports from my life with autism*. New York, NY: Vintage Books.
- Green, D., Charman, T., Pickles, A., Chandler, S., Loucas, T., Simonoff, E., et al. (2009). Impairment in movement skills of

- children with autistic spectrum disorders. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 51(4), 311–316.
- Greffou, S., Bertone, A., Hanssens, J., & Faubert, J. (2008). Development of visually driven postural reactivity: A fully immersive virtual reality study. *Journal of Vision*, 8(15), 1–10.
- Hallett, M., Lebedowska, M. K., Thomas, S. L., Stanhope, S. J., Denckla, M. B., & Rumsey, J. (1993). Locomotion of autistic adults. *Archives of Neurology*, 50, 1304–1308.
- Happé, F., & Frith, U. (2006). The weak coherence account: detail-focused cognitive style in autism spectrum disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 36, 5–25.
- Hill, E. L. (2004). Executive dysfunction in autism. *Trends in Cognitive Sciences*, 8(1), 26–32.
- Joseph, R. M., & Tager-Flusberg, H. (2004). The relationship of theory of mind and executive functions to symptom type and severity in children with autism. *Development and Psychopathology*, 16(1), 137–155.
- Kaiser, M. D., & Shiffrar, M. (2009). The visual perception of motion by observers with autism spectrum disorders: A review and synthesis. *Psychonomic Bulletin & Review*, 16, 761–777.
- Kawakita, T., Kuno, S., Miyake, Y., & Watanabe, S. (2000). Body sway induced by depth linearvection in reference to central and peripheral visual field. *Japanese Journal of Physiology*, 50, 315–321.
- Kohen-Raz, R., Volkmar, F. R., & Cohen, D. J. (1992). Postural control in children with autism. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 22, 419–432.
- Leary, M. R., & Hill, D. A. (1996). Moving on: Autism and movement disturbance. *Mental Retardation*, 34, 39–53.
- Lord, C., Risi, S., Lambrecht, L., Cook, E. H., Leventhal, B. L., DiLavore, P. C., et al. (2000). The Autism Diagnostic Observation Schedule–Generic: A standard measure of social and communication deficits associated with the spectrum of autism. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 30, 205–223.
- Lord, C., Rutter, M., & Le Couteur, A. (1994). Autism Diagnostic Interview–Revised: A revised version of a diagnostic interview for caregivers of individuals with possible pervasive developmental disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 24, 659–685.
- Ming, X., Brimacombe, M., & Wagner, G. C. (2007). Prevalence of motor impairment in autism spectrum disorders. *Brain Development*, 29, 565–570.
- Minshew, N. J., Sung, K., Jones, B. L., & Furman, J. M. (2004). Underdevelopment of the postural control system in autism. *Neurology*, 63, 2056–2061.
- Molloy, C. A., Dietrich, K. N., & Bhattacharya, A. (2003). Postural stability in children with autism spectrum disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 33, 643–652.
- Mottron, L., & Burack, J. (2001). Enhanced perceptual functioning in the development of autism. In J. A. Burack, A. Charman, N. Yirmiya, & P. R. Zelazo (Eds.), *The development of autism: Perspectives from theory and research* (pp. 131–148). Mahwah, NJ: Erlbaum.
- Mottron, L., Dawson, M., Soulières, I., Hubert, B., & Burack, J. (2006). Enhanced perceptual functioning in autism: An updated model, and eight principle of autistic perception. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 36(1), 27–43.
- Mottron, L., Mineau, S., Martel, G., Bernier, C. S., Berthiaume, C., Dawson, M., et al. (2007). Lateral glances toward moving stimuli among young children with autism: Early regulation of locally oriented perception? *Developmental Psychopathology*, 19, 23–36.
- Nolan, L., Grigorenko, A., & Thorstensson, A. (2005). Balance control: Sex and age differences in 9- to 16-year-olds. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47, 449–454.
- O’Gorman, G. (1967). *The nature of childhood autism*. London: Butterworths.
- Omitz, E. M. (1974). The modulation of sensory input and motor output in autistic children. *Journal of Autism and Childhood Schizophrenia*, 4, 197–215.
- Omitz, E. M., Atwell, C. W., Kaplan, A. R., & Westlake, J. R. (1985). Brain-stem dysfunction in autism: Results of vestibular stimulation. *Archives of General Psychiatry*, 42, 1018–1025.
- Omitz, E. M., & Ritvo, E. R. (1968). Neurophysiologic mechanisms underlying perceptual inconstancy in autistic and schizophrenic children. *Archives of General Psychiatry*, 19, 22–27.
- Ozonoff, S., Pennington, B. F., & Rogers, S. J. (1991). Executive function deficits in high-functioning autistic individuals: relationship to theory of mind. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 32(7), 1081–1105.
- Peterka, R. J., & Benolken, M. S. (1995). Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Experimental Brain Research*, 105, 101–110.
- Piponnier, J. C., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2009). Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *Journal of Vision*, 9, 1–10.
- Rimland, B. (1994). *Infantile autism: The syndrome and its implications for a neural theory of behavior*. New York, NY: Appleton-Century-Crofts.
- Simmons, D. R., Robertson, A. E., McKay, L., Toal, E., McAleer, P., & Pollick, F. E. (2009). Vision in autism spectrum disorders. *Vision Research*, 49, 2705–2739.
- Teitelbaum, P., Teitelbaum, O., Nye, J., Fryman, J., & Maurer, R. G. (1998). Movement analysis in infancy may be useful for early diagnosis of autism. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 95(23), 13982–13987.
- Turner, M. A. (1999). Annotation: Repetitive behavior in autism: A review of psychological research. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 40, 839–849.
- Vilensky, J. A., Damasio, A. R., & Maurer, R. G. (1981). Gait disturbances in patients with autistic behavior: A preliminary study. *Archives of Neurology*, 38, 646–649.

Annexe 6

Influence des hémichamps visuels sur la réponse posturale lors d'une stimulation dynamique

L'auteur de cette thèse a été impliqué dans toutes les phases de ce projet en tant que superviseur de recherche.

Comme pour les projets précédents, il a élaboré les stimuli visuels de concert avec les programmeurs informatiques. Avec l'étudiant, il a réalisé des projets pilotes afin d'affiner le traitement des données posturales et de mettre en place les variables indépendantes et dépendantes de l'expérimentation. Il a supervisé les évaluations oculovisuelles des participants afin d'éviter tout biais visuel lors des expérimentations.

Par ailleurs, il a lui-même réalisé le traitement des données et a supervisé l'étudiant lors de l'analyse statistique et de l'interprétation des résultats.

En tant que coauteur de l'article scientifique, il est directement intervenu dans l'élaboration de l'article. Il a directement participé à la rédaction des parties sur le paradigme expérimental, la méthode expérimentale, les analyses, les résultats et les différents points de la discussion.

Université de Montréal

Influence des hémichamps visuels sur la réponse posturale lors d'une stimulation dynamique.

Par
Laura Sabatier

Ecole d'optométrie

Mémoire présenté à la Faculté des Études Supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise (M.Sc.)
en Sciences de la Vision
option Optométrie Clinique

Décembre 2011

© Laura Sabatier, 2011

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

Influence des hémichamps visuels sur la réponse posturale lors d'une stimulation dynamique.

Présenté par :
Laura Sabatier

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Elvire Vaucher, président-rapporteur
Jean-Marie Hanssens, directeur de recherche
Guillaume Giraudet et Jocelyn Faubert, co-directeurs
J.F. Bouchard, C. Giasson, E. Vaucher, membres du jury

Résumé

Objectif : L'étude vise à déterminer les influences relatives des hémichamps lors de stimulations visuelles dynamiques sur la réponse posturale.

Méthodes : Un groupe de sujets jeunes est immergé dans un espace de réalité virtuelle qui produit un mouvement visuel induisant une réponse posturale (Lestienne et al., 1977[10] ; Piponnier et al., 2009[17]). Les sujets ont pour consigne de fixer une cible virtuelle rouge située devant eux. Le stimulus visuel est constitué d'un tube, avec une texture de damier, qui oscille d'avant en arrière (Greffou et al., 2008[7]). Pour les besoins de l'étude, le tube est tronqué selon l'axe horizontal ou vertical afin de tester l'influence des quatre hémichamps sur la réponse posturale, et il englobe le sujet ou est centré sur la tête du sujet. Afin de mesurer cette dernière, chaque sujet porte des lunettes stéréoscopiques actives équipées d'un système de poursuite optique.

Conclusion : L'analyse des variations de vitesse du signal de déplacement de la tête en fonction des différents hémichamps visuels stimulés, permet de comprendre dans quelle mesure le champ visuel affecte le contrôle de l'équilibre postural. Ainsi, nous montrons que l'hémichamp inférieur entraîne plus de réponse posturale que le supérieur mais aucune différence n'a été mise en évidence entre les hémichamps gauche et droit.

Mots-clés : Amplitude d'oscillation, Indice d'instabilité, Posture, Champ visuel

Table des matières

1 – Introduction	1
1.1 – Vision et équilibre	1
1.2 – Objectifs	Erreur ! Signet non défini.
2 – Matériel et méthodes	3
2.1 – Description du matériel utilisé	3
2.1.1 – L'iCube	3
2.1.2 – Le stimulus visuel	4
2.2 – Sélection des sujets	6
2.2.1 – Critères d'inclusion	6
2.2.2 – Critères d'exclusion	7
2.3 – Procédure expérimentale	7
2.4 – Analyse des données	8
2.4.1 – Variables indépendantes	8
2.4.2 – Variables dépendantes	8
2.4.3 – Analyses envisagées	9
2.5 – Hypothèses	9
3 – Résultats	10
3.1 – VRMS	10
3.1.1 – Grand tunnel	10
3.1.2 – Petit tunnel	11
3.1.3 – Grand versus petit tunnel	12
3.2 – BSA	14
4. Discussion : réponse posturale et champ visuel	14
5. Conclusion	16
6 – Bibliographie	Erreur ! Signet non défini.

Listes des figures

- Figure 1 :** *Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) par type de champ visuel stimulé pour le grand tunnel.....p.11*
- Figure 2 :** *Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) par type de champ visuel stimulé pour le petit tunnel.....p.12*
- Figure 3 :** *Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) en fonction du diamètre du tunnel.....p.13*
- Figure 4 :** *Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) par type de champ visuel stimulé en fonction du diamètre du tunnel.....p.14*

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Jocelyn Faubert pour m'avoir accueillie au sein du laboratoire de Perception Visuelle et de Psychophysique. Je remercie également tous les autres membres et particulièrement Jean-Marie Hanssens et Guillaume Giraudet qui ont su me guider, me conseiller tout au long de mon projet de recherche et ont su faire preuve de patience devant mes nombreux désespoirs. Merci également à Mario pour avoir été là lors des problèmes techniques dans l'iCube, Thomas Roméas pour avoir été indulgent face à mon stress pour qu'il recrute plus vite les personnes âgées et Isabelle Legault pour sa gentillesse.

Je remercie encore une fois tout spécialement Jean-Marie Hanssens pour absolument tout, de notre accueil jusqu'à notre départ. Merci pour les précieux conseils que ce soit pour la vie de tous les jours, mon futur retour au Canada, le projet de recherche ou encore la clinique.

Merci également à mes parents et ma petite sœur, sans qui tout ceci n'aurait pas été possible. Merci pour m'avoir soutenue et encouragée dans mon projet d'études à l'étranger qui était cher à mes yeux tant sur le plan professionnel que sur le plan humain. Tout n'a pas été toujours évident, mais heureusement que skype existe.

A Clémentine, Camille, Barbara, Marie-Charlotte et Aurélie, j'ai passé une magnifique année grâce à vous, et l'aventure continue pour certaines d'entre nous !

Enfin, je remercie Jacques Gresset et toute l'école d'optométrie sans qui je n'aurais pu être ici.

Merci à vous tous.

Introduction

Vision et équilibre

La vision joue un rôle important dans l'équilibre postural. Des études précédentes ont montré qu'en présence d'un stimulus dynamique, l'équilibre peut être perturbé à tel point que le corps réalise une action correctrice (Lestienne et al., 1977[10]). D'autres ont montré l'influence du champ visuel sur cette action correctrice (Piponnier et al., 2009[17]), démontrant que la stimulation de la périphérie entraînait une plus grande réponse posturale que la seule stimulation du champ de vision central. Il serait donc intéressant d'examiner l'influence des hémichamps visuels sur la réponse posturale.

De nombreuses études ont montré des différences au niveau perceptuel entre les champs visuels inférieur et supérieur. Des études de psychophysique ont signalé une dominance du champ visuel inférieur pour l'acuité visuelle, la résolution spatiale et la sensibilité au contraste à une même excentricité (Skrandies, 1987[24] ; Rezec et al., 2004[21]). Concernant le processus de perception du mouvement, des avantages de ce même hémichamp ont été montrés, comme par exemple de meilleures capacités de discrimination des directions (Amenedo et al., 2007[1]), de segmentation de cibles en mouvement (Lakha et al., 2005[9]) ou encore d'estimation de la profondeur (Regan et al., 1986[20]). Enfin, des avantages du champ visuel inférieur ont été observés pour des tâches de recherche de cibles parmi des distracteurs (Rezec et al., 2004[21]) ou de détection de cibles en mouvement (Lakha et al., 2005[9] ; Levine et al., 2005[11]). Des études sur le singe ont permis de montrer qu'il y a sensiblement plus de tissu neural dédié au champ visuel inférieur qu'au supérieur au niveau des corps genouillés latéraux (Connolly et al., 1984[3]), de V1 (Van Essen et al., 1984[26]) et de l'aire MT (Maunsell et al., 1987[13]). Si les propriétés perceptives des hémichamps inférieur et supérieur ont été largement décrites, les différences au niveau des fonctions visuomotrices n'ont paradoxalement reçu que peu d'attention. Les travaux de Krigolson et collègues (2006)[8] ont permis de montrer que le feedback visuel du champ inférieur permet de faire des corrections directes de la trajectoire des membres du corps vers une cible qui change de position, de façon plus efficace que le champ visuel supérieur. Même si intuitivement le rôle des informations venant du sol (donc du champ visuel inférieur) pour contrôler notre équilibre postural devrait être majeur, à

notre connaissance, aucune étude n'a expérimentalement considéré cette question de façon spécifique. Le but de l'étude envisagée est donc de déterminer si des stimuli visuels en mouvement influencent différemment le contrôle de la posture selon qu'ils sont présentés dans les champs inférieur ou supérieur.

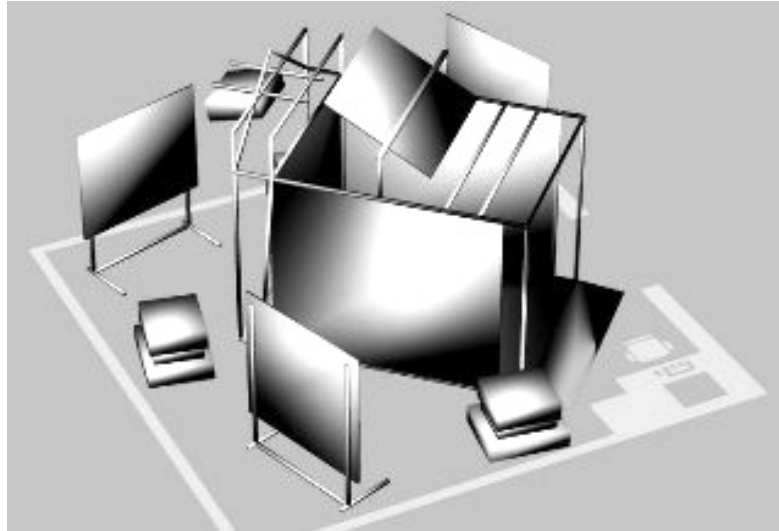
D'après la littérature, les asymétries fonctionnelles des hémichamps visuels ne se limitent pas à une distinction haut-bas. Des différences existent également entre la droite et la gauche. Globalement, l'information spatiale est transmise plus précisément dans le champ visuel gauche (cortex droit), alors que le champ visuel droit (cortex gauche) transmet des informations verbales (Corballis, 2003[4] ; Okubo et al., 2008[15]). De façon plus spécifique, le champ visuel droit est avantage pour le traitement des informations cognitives et linguistique (Corballis, 2003[4]) pour des tâches comme par exemple nommer les lettres présentées dans le champ visuel (Rogier et al., 2002[22]), alors que le gauche est meilleur pour la discrimination de l'orientation d'une ligne (Corballis et al., 2002[5]). Cette supériorité du champ visuel gauche pour les tâches spatiales est due à la dominance de l'hémisphère droit sur le gauche (Mattingley et al., 1994[12]) et a été confirmée par des études utilisant l'imagerie cérébrale (Siman-Tov et al., 2007[23]). L'étude de Pérennou et collègues (1997)[16] montre une dominance de l'hémisphère droit sur la stabilisation de la tête dans l'espace, le sujet étant assis sur une balançoire, fixant une cible présentée dans le champ visuel central, droit ou gauche. Compte tenu de ces éléments antérieurs, un des objectifs de cette étude est de comparer les effets de stimuli dynamiques, présentés dans un environnement de réalité virtuelle, sur l'équilibre postural, lorsque les hémichamps droit ou gauche sont sollicités séparément.

Objectifs

Comparer l'effet d'une scène visuelle dynamique sur la réponse posturale des sujets selon l'hémichamp de stimulation (inférieur, supérieur, gauche et droit).

Matériel et méthodes

Description du matériel utilisé



L'iCube

L'iCube est un système permettant l'immersion de l'utilisateur dans un environnement virtuel visuel (possible grâce à une projection stéréoscopique combinée à une infographie 3D haute résolution) et sonore tridimensionnel.

Il est formé de trois écrans verticaux, un frontal et deux latéraux, ainsi que d'un plancher en époxy qui est également un écran de projection. Chacun d'eux mesure 2,3 mètres de hauteur et 3 mètres de largeur.

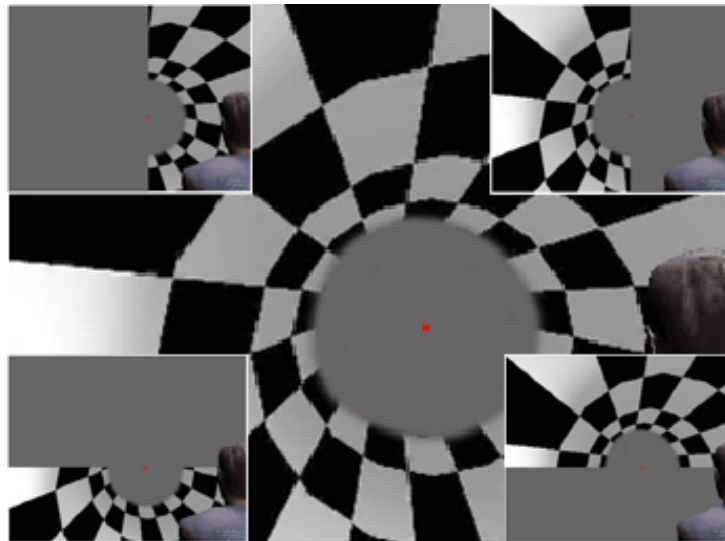
Des lunettes à cristaux liquides à masquage alterné portées par le sujet se trouvant dans l'iCube permettent de recréer la vision stéréoscopique. Étant également équipées de plusieurs marqueurs, les déplacements des sujets sont enregistrés par le biais d'un système de poursuite magnétique. La fréquence d'enregistrement est de 60 Hz.

L'enregistrement de la position du marqueur se fait dans les trois dimensions (axes X, Y, Z). Ainsi, il est possible de connaître la position du sujet dans l'iCube et ses déplacements selon les caractéristiques du stimulus présenté. En plus d'enregistrer la position de la tête du sujet, le marqueur est aussi utilisé par le système informatique afin de générer en temps réel le stimulus 3D selon la position des yeux. Ce processus est à la base de la mise en place de l'environnement en réalité virtuelle.

Des informations supplémentaires sont disponibles sur le site du « Laboratoire de psychophysique et de perception visuelle » à l'adresse internet suivante : <http://vision.opto.umontreal.ca/>.



Le stimulus visuel



Le stimulus utilisé est un tube virtuel composé de carrés noirs et blancs. Les carrés noirs ont une luminance de $0,52 \text{ cd/m}^2$ et celle des carrés blancs est de 12 cd/m^2 . Le premier tunnel mesure 16m de long et son diamètre est deux fois la hauteur des lunettes au sol afin d'englober totalement le sujet. Les pieds du sujet reposent ainsi sur le bas du tube. La tête est au centre du tunnel, le point rouge éloigné de 10 m et au niveau des yeux du sujet.



Ce premier stimulus est celui de référence utilisé dans les études antérieures du laboratoire. Néanmoins, les caractéristiques de projection dans l'environnement sont susceptibles d'engendrer un biais d'interprétation de nos futurs résultats. En effet son diamètre étant déterminé par la hauteur des lunettes et l'iCube ne disposant pas d'écran au-dessus du sujet, les stimulations des champs visuels inférieur et supérieur ne sont pas égales. Le champ visuel supérieur est proportionnellement moins stimulé. Un second tunnel est alors envisagé, avec un diamètre indépendant de la hauteur des lunettes. Le deuxième tunnel mesure environ 2.66m de long, et son diamètre est fixe et de 0.50m. Seule la tête est dans le tunnel et le point rouge est perçu comme étant situé à une distance de 1.67m. Le tube oscille d'avant en arrière d'une amplitude de 2 m (soit 4 m du minimum au maximum) pour le grand tunnel et pour le petit et à une fréquence de 0,25 Hz, celle-ci étant celle qui induit le plus de réponse posturale (Greffou et al., 2008[7]). Sa translation est toujours sinusoïdale. Il est à noter que ces caractéristiques du tube ont déjà été utilisées lors d'autres expérimentations menées par le laboratoire de Psychophysique et Perception Visuelle. Il est demandé aux sujets de fixer une cible lumineuse rouge virtuellement placée dans le tube. Cette cible est fixe et n'oscille donc pas avec le tube.

Sélection des sujets

Le recrutement s'est déroulé de deux façons. D'une part, sur la base du volontariat par annonces affichées à différents endroits dans l'école d'Optométrie ainsi qu'aux alentours et dans plusieurs pavillons de l'Université de Montréal. D'autre part, un formulaire de participation a été distribué à tous les nouveaux patients de la Clinique Universitaire de la Vision. Ce formulaire demandait l'autorisation des patients pour consulter leur dossier optométrique et pour les contacter afin de participer à l'étude.

Une fois l'accord écrit obtenu et après analyse du dossier, un assistant de recherche qui est externe au projet a contacté les personnes pour leur expliquer et leur exposer les différents éléments du formulaire d'information de consentement. Ce dernier pouvait répondre à toutes les questions des futurs participants. Il est à noter que l'assistant de recherche est également en charge d'éviter toute sur-sollicitation des sujets.

Lors de leur visite au laboratoire, les participants ont disposé du temps qu'ils désiraient pour prendre de nouveau connaissance puis signer le formulaire d'information et de consentement.

Chaque sujet devait avoir passé un examen visuel complet dans les douze mois précédant l'étude. Seuls les sujets répondant aux critères d'inclusion et n'entrant pas dans les critères d'exclusion ont été sélectionnés. Ces critères ont été vérifiés lors de l'examen visuel complet fait par un étudiant en optométrie sous la supervision d'un optométriste de la clinique et revérifié par l'assistant de recherche du laboratoire.

Vingt sujets jeunes âgés de 20 à 30 ans ont été impliqués dans cette étude. L'étude antérieure de Piponnier et collègues (2009)[17], dans un environnement identique, a montré que des résultats significatifs sur des variables indépendantes similaires à celles envisagées pouvaient être obtenus pour une population de 19 jeunes adultes.

Critères d'inclusion

Les sujets devaient :

1. Avoir entre 20 et 30 ans
2. Avoir une acuité visuelle (Snellen) : 6/7.5 ou plus en condition monoculaire avec correction
3. Avoir une stéréoscopie testée avec le Randot : 50 secondes d'arc ou meilleure
4. Ne pas avoir de problème de vision binoculaire ou d'asthénopie marquée

5. Avoir une anisométrie inférieure à 1.00D
6. Avoir les critères réfractifs suivants :
 - Myopie inférieure à -2.00 dioptries
 - Hypermétropie inférieure à +1.00 dioptrie
 - Astigmatisme inférieur à 1.00 dioptrie
7. Avoir eu un examen visuel qui doit remonter à moins d'un an, et les lunettes doivent correspondre aux résultats de celui-ci
8. Ne pas avoir de phobie
9. Pouvoir tenir facilement trente minutes en posture debout
10. Avoir une bonne santé générale

Critères d'exclusion

Les sujets ne devaient pas :

1. Avoir de trouble de l'équilibre
2. Avoir de l'épilepsie, de diabète
3. Avoir de l'ostéoporose, ou toute autre condition pouvant altérer l'équilibre et la stabilité
4. Se déplacer avec une canne
5. Avoir des dystrophies ou anomalies cornéennes
6. Avoir toutes anomalies de l'œil (glaucome, amblyopie, strabisme...)
7. Avoir une infection oculaire active

Procédure expérimentale

Le formulaire de consentement était remis au sujet à son arrivée afin qu'il puisse le lire attentivement et y apposer sa signature. Il regroupait l'ensemble des informations transmises oralement par l'assistant de recherche lors de la discussion téléphonique qui avait eu lieu au moins quarante-huit heures à l'avance.

La première étape de la procédure expérimentale consistait en la présentation de l'iCube et du stimulus. Les acuités visuelles monoculaire et binoculaire ainsi que la vision stéréoscopique ont été évaluées.

Ensuite, le sujet devait se placer dans l'iCube. Les consignes données au sujet étaient de se placer à un mètre vingt de l'écran du fond, pieds collés (sans chaussures), les

bras croisés avec les lunettes stéréoscopiques. Le sujet devait fixer la cible visuelle rouge, tout en restant immobile.

Par la suite, 10 conditions visuelles ont été testées avec le tube dynamique pour une période de 68 secondes chacune avec 1 répétition. Il y avait deux périodes de dix essais avec une pause entre les périodes. Les différentes conditions visuelles testées étaient les hémichamps visuels inférieur, supérieur, droit, gauche, ainsi que le champ visuel complet.

Grâce au système de suivi optique du positionnement de la tête dans l'espace de l'iCube, les oscillations des sujets ont été enregistrées à une fréquence de 60 Hz. Le capteur était placé à la hauteur des yeux du sujet, sur les lunettes stéréoscopiques à cristaux liquides.

L'expérimentation s'est déroulée sur une seule séance durant environ une heure, incluant les pré-tests, les différentes phases du test et la pause de quelques minutes entre les deux périodes.

L'analyse de l'étude s'est faite sur deux variables : le « Body Sway Amplitude » (BSA) défini comme le déplacement antéropostérieur du sujet à la fréquence d'oscillation du stimulus auquel il est exposé (Faubert et Allard, 2004[6]) et le « Velocity Root Mean Square » (VRMS) caractérisant l'instabilité posturale et permettant donc de quantifier la perturbation posturale induite par le stimulus visuel.

Analyse des données

Variables indépendantes

Les variables indépendantes sont :

- Le Champ Visuel CV (5) : champs visuels complet, inférieur, supérieur, gauche et droit
- Le diamètre du tube DIAM (2) : grand et petit

Variables dépendantes

Deux mesures ont été utilisées pour évaluer la réponse posturale des sujets : le BSA et le VRMS qui est semblable à un indice d'instabilité (Faubert et Allard, 2004[6] ; Sparto et al., 2005).

Le BSA est défini comme le déplacement antéropostérieur du sujet à la fréquence d'oscillation du stimulus auquel il est exposé (Faubert et Allard, 2004[6]). Plus

précisément, le spectre postural unidirectionnel en fonction de la fréquence de stimulation est analysé à l'aide d'une Transformée rapide de Fourier dans Matlab, ce qui a généré un spectre de densité de puissance. Seule l'amplitude de déplacement pour la fréquence de stimulation a été considérée.

Il est à noter que les sujets présentaient une variation de taille. De ce fait, la meilleure façon de mesurer la réponse posturale est la mesure du déplacement angulaire. En effet, un même déplacement avait une incidence d'autant plus importante que le sujet était grand. Ainsi, le déplacement linéaire en centimètre a été converti en un déplacement angulaire : tangente inverse (arctan) du déplacement linéaire / taille des participants en centimètres. Par conséquent, la taille des participants a été prise en compte et ainsi l'unité du BSA était la minute d'arc.

Le VRMS a été utilisé afin de quantifier la perturbation posturale induite par le stimulus visuel. Il est défini comme la moyenne quadratique de la vitesse de déplacement de la tête dans le plan horizontal (c'est-à-dire des déplacements antéropostérieurs et médiolatéraux) en centimètre par seconde (Faubert et Allart, 2004[6]). Il s'agit d'une mesure distincte du BSA car le VRMS tient compte de toutes les fréquences à l'exception de celle du stimulus présenté.

Analyses envisagées

Le système de poursuite magnétique permet de connaître les positions de la tête des sujets dans l'espace en fonction du temps. Ce n'est qu'une fois convertis en déplacement que le BSA et le VRMS des sujets pourront être déterminés.

L'analyse statistique est faite avec des ANOVAs mixtes (une ANOVA par variable dépendante, (cf. 2.4.2)) sur les facteurs : CV (5) x DIAM (2) (Note : les facteurs répétés sont soulignés). Des analyses post-hoc permettent ensuite de déterminer localement les éventuelles différences entre les modalités prises 2 à 2.

Hypothèses

Champ visuel inférieur versus supérieur

Des études précédentes montrent une plus grande sensibilité au mouvement pour le champ visuel inférieur, la réponse posturale (BSA) ainsi que l'indice d'instabilité (VRMS)

devraient être alors plus grands pour cet hémichamp par rapport au champ supérieur. Cette différence devrait être présente pour les 2 diamètres du tunnel.

Champ visuel droit versus gauche

Il existerait une dominance de l'hémisphère droit, donc du champ visuel gauche, pour la perception de l'espace. La présentation d'un stimulus dynamique dans le champ visuel gauche devrait donc engendrer une plus grande réaction posturale (BSA et VRMS) que pour l'hémichamp droit ainsi qu'une instabilité plus grande.

Résultats

VRMS

Grand tunnel

La Figure 1 montre l'influence du champ visuel stimulé de façon dynamique sur l'indice d'instabilité (VRMS). L'analyse du résultat montre que l'instabilité posturale change significativement selon la partie et/ou la taille du champ visuel stimulé (ANOVA, $F(4 ; 76) = 6.22 ; p = 0.0002$).

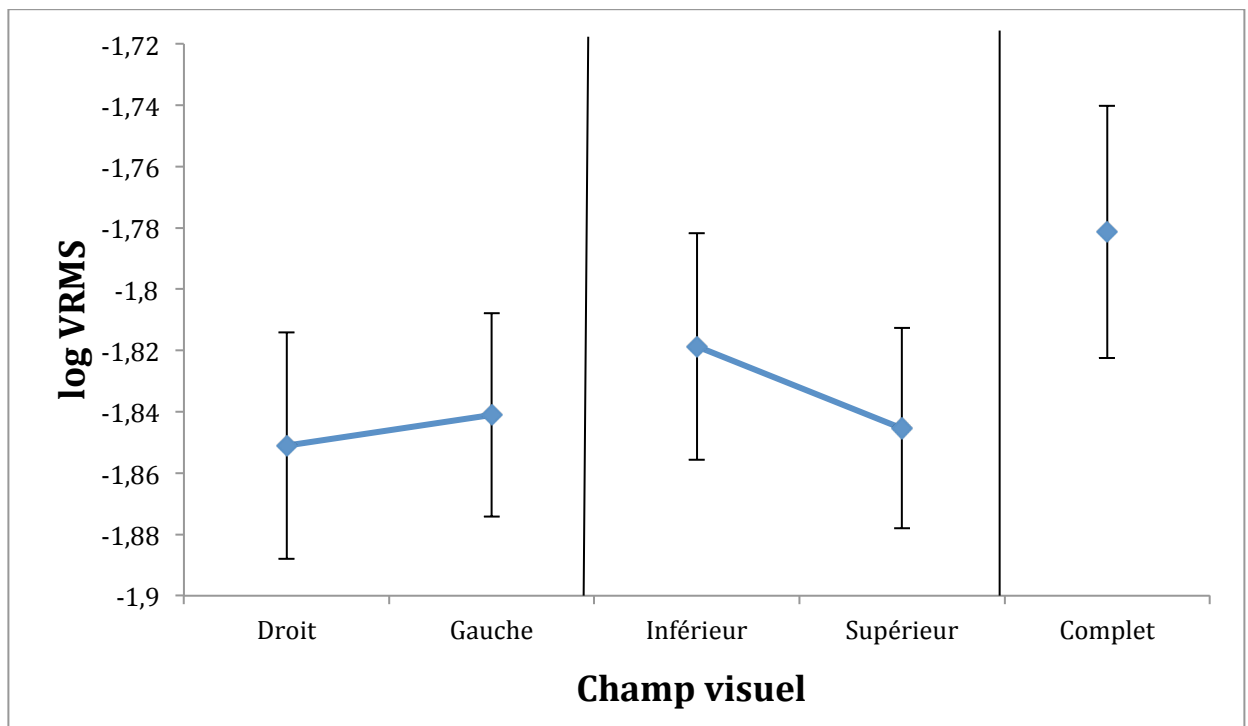


Figure 1 : Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) par type de champ visuel stimulé pour le grand tunnel. Les résultats représentent la moyenne du groupe des jeunes. Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne.

Une analyse post-hoc avec LSD Fisher montre que l'on obtient plus d'instabilité lorsque le champ visuel au complet était stimulé par rapport aux 4 autres conditions. D'autre part, l'instabilité obtenue avec la stimulation du champ visuel gauche n'est pas significativement différente du champ visuel droit. L'analyse permet également de montrer que l'instabilité est presque significativement différente ($p = 0.103$) entre la stimulation des hémichamps visuels inférieur et supérieur.

Petit tunnel

Le premier stimulus était celui de référence utilisé dans les études antérieures du laboratoire, mais il entraînait potentiellement un biais dans cette étude. En effet les stimulations du champ visuel inférieur et supérieur n'étaient pas égales, cette dernière étant plus petite, d'où l'introduction du second tunnel avec un diamètre indépendant de la hauteur des lunettes.

La Figure 2 montre ici le changement induit sur le VRMS lorsque l'on stimule les différentes parties du champ visuel avec le petit tunnel. L'analyse nous indique que le résultat est significatif (ANOVA, $F(4 ; 76) = 2.69$; $p = 0.0374$).

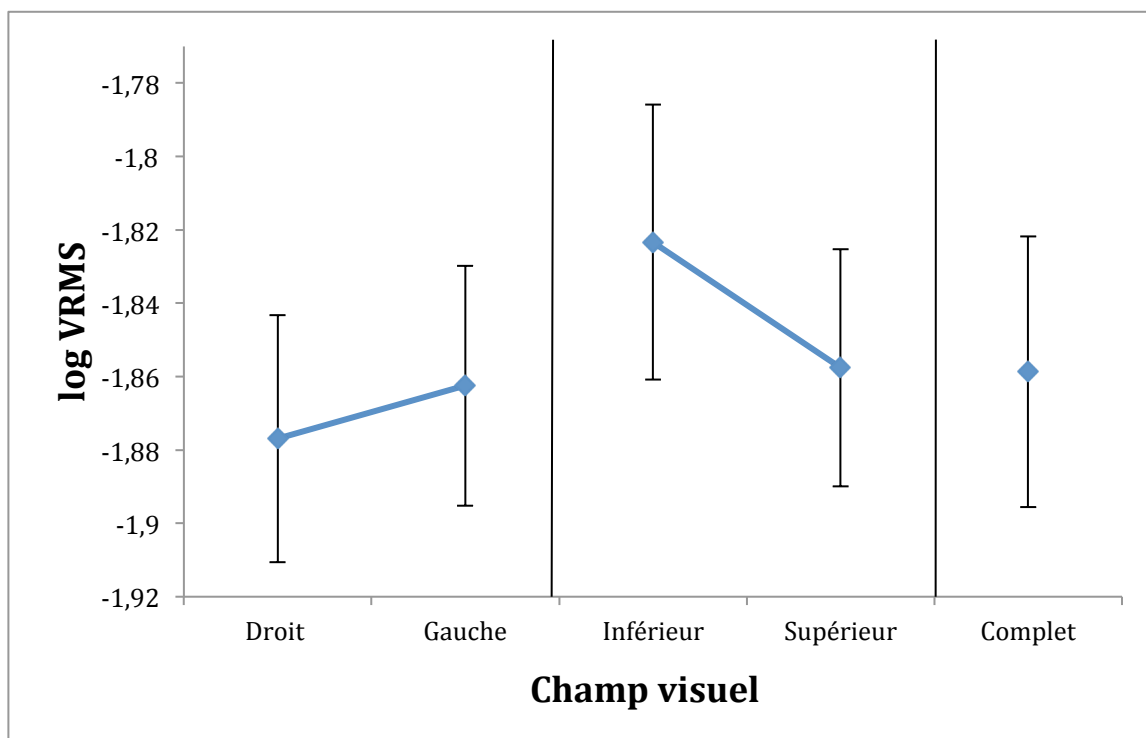


Figure 2 : Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) par type de champ visuel stimulé pour le petit tunnel. Les résultats représentent la moyenne du groupe des jeunes. Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne.

Une analyse post-hoc avec LSD Fisher montre que la stimulation du champ visuel inférieur augmente d'avantage le VRMS que lors de la stimulation des autres hémichamps visuels ou que du champ visuel complet. De même, cette analyse montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les hémichamps visuels droit et gauche.

Grand versus petit tunnel

La Figure 3 nous montre l'influence du diamètre de la stimulation sur le VRMS, tous types de champs visuels confondus. L'analyse du résultat montre que l'instabilité est significativement plus importante (ANOVA, $F(1 ; 19) = 22.01$; $p = 0.0002$) lors d'une stimulation dynamique avec un grand tunnel.

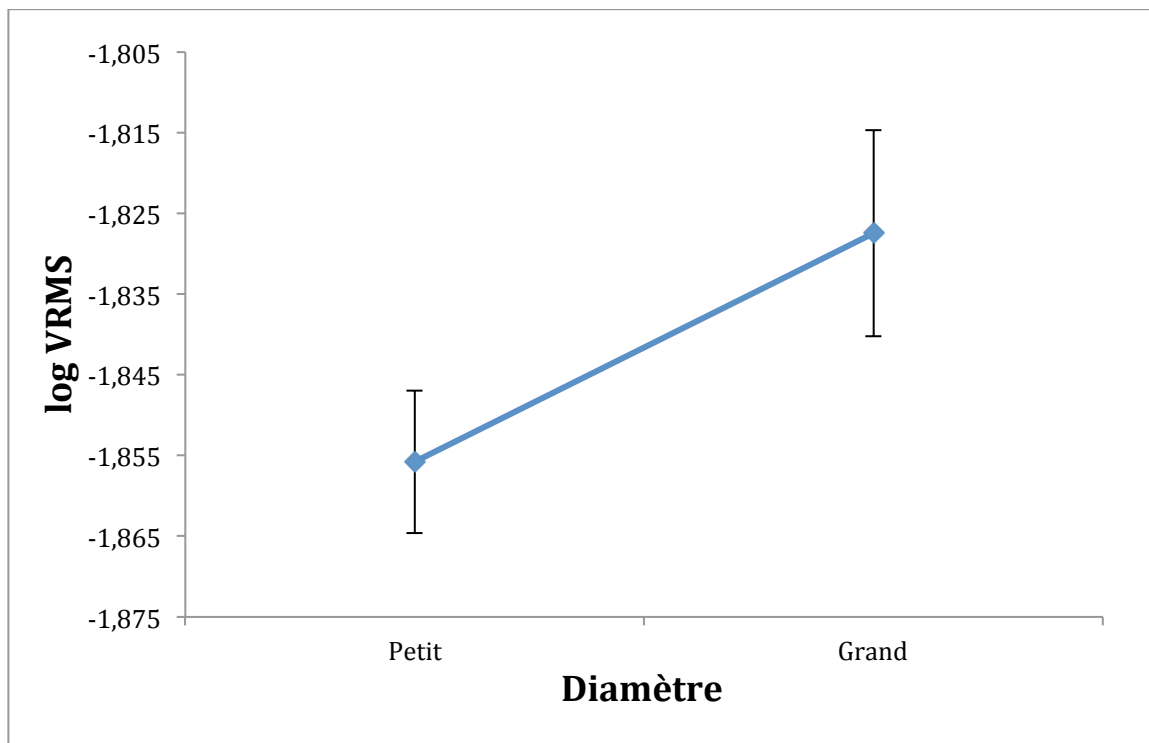


Figure 3 : Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) en fonction du diamètre du tunnel. Les résultats représentent la moyenne du groupe des jeunes. Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne.

La Figure 4 nous montre l'influence du diamètre de la stimulation sur le VRMS en fonction de chaque champ visuel stimulé. Nous obtenons un résultat significatif à l'ANOVA pour l'interaction Champ Visuel et Diamètre du tunnel ($F(4 ; 76) = 3.06 ; p = 0.0214$).

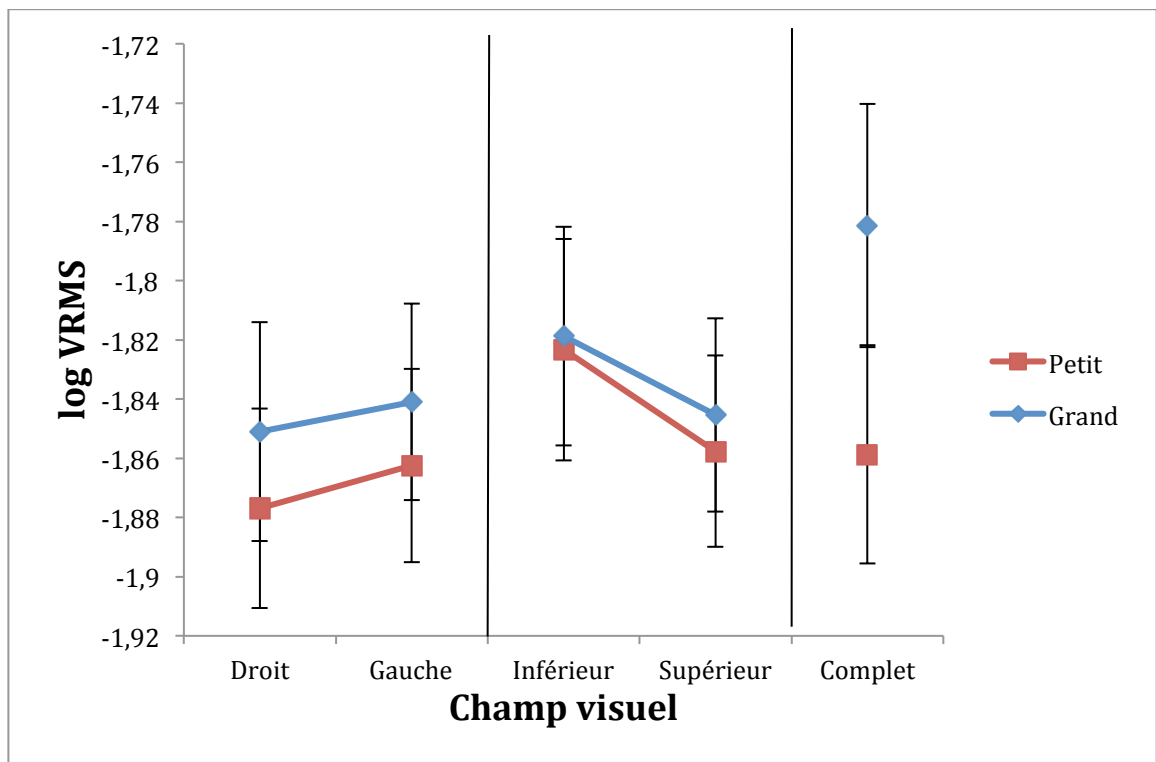


Figure 4 : Log de l'indice d'instabilité des sujets (VRMS) par type de champ visuel stimulé en fonction du diamètre du tunnel. Les résultats représentent la moyenne du groupe des jeunes. Les barres d'erreur correspondent à l'erreur standard de chaque moyenne.

L'instabilité est plus grande pour le grand tunnel que le petit, ce qui se remarque surtout pour le champ visuel complet, mais elle est similaire pour le champ visuel inférieur et très proche pour le champ visuel supérieur.

BSA

Que ce soit pour le grand ou le petit tunnel, l'analyse des résultats ne nous a pas permis d'obtenir des résultats significatifs quant à l'influence du champ visuel stimulé sur les oscillations des sujets à la fréquence du stimulus (BSA).

Discussion : réponse posturale et champ visuel

Le but principal de l'étude est de déterminer l'influence du champ visuel dans le contrôle de la posture, aucune étude n'ayant expérimentalement considéré cette question de façon spécifique.

D'après la littérature, nous savons que le champ visuel gauche (cortex droit) transmet de façon plus précise l'information spatiale (Corballis, 2003[4] ; Okubo et al., 2008[15]) que le champ visuel droit. Nous nous attendions donc à ce que l'hémichamp visuel gauche entraîne une réponse posturale et une instabilité plus importante chez nos sujets en comparaison au droit. Nous obtenons effectivement une tendance. L'instabilité des sujets est plus grande lorsque le champ visuel gauche est stimulé par rapport au champ visuel droit, bien que ce résultat ne soit pas significatif.

Des différences au niveau perceptuel entre les champs visuels inférieur et supérieur ont été montrées par de nombreuses études. En effet le champ visuel inférieur est plus performant lors de tâches spatiales que le champ visuel supérieur (Amenedo et al., 2007[1] ; Lakha et al., 2005[9]). Nous nous attendions à ce que la réponse posturale et l'instabilité de nos sujets soient plus importantes lors d'une stimulation de l'hémichamp visuel inférieur. Les résultats confirment que l'hémichamp visuel inférieur entraîne plus d'instabilité lorsqu'il est stimulé par rapport au supérieur. De plus, le tunnel de référence utilisé par le laboratoire n'a pas entraîné de biais en ce qui concerne la stimulation des hémichamps inférieur et supérieur. Le résultat obtenu n'est pas lié à la méthode de projection mais bien lié à une différence fonctionnelle entre les hémichamps inférieur et supérieur.

Les sujets ont été moins instables lorsqu'ils étaient stimulés par le petit tunnel. Une hypothèse d'explication est que l'environnement deviendrait subjectivement plus artificiel que pour le grand tunnel. Il serait alors moins immersif et engendrerait donc moins de réaction posturale. Cependant, l'instabilité provoquée par le champ complet avec le petit tunnel est anormalement basse par rapport au champ complet avec le grand tunnel, mais aussi par rapport aux autres conditions d'hémichamps. De plus, avec le petit tunnel, le champ inférieur provoque plus d'instabilité que le champ complet. Cette faible instabilité lors de l'exposition à un champ complet et un petit tunnel pourrait être expliquée par le fait que quand de l'information visuelle est rajoutée pour compléter le tunnel, une valeur seuil de « qualité d'immersion » serait dépassée, ce qui sortirait le sujet de l'environnement virtuel immersif, par rapport au champ visuel inférieur, et diminuerait drastiquement la réponse posturale à la stimulation. Ensuite, l'instabilité provoquée par la stimulation de l'hémichamp inférieur est très proche pour le petit ou le grand tunnel, alors que pour tous les autres champs, il y a une différence. Lorsque le tunnel est petit, il est centré autour de la tête du sujet et fait partie de l'espace péripersonnel de ce dernier. D'après l'étude de Previc

(1990)[19], le champ visuel inférieur est relié à l'espace péripersonnel, ce qui pourrait expliquer que l'instabilité provoquée par le champ inférieur avec petit tunnel est similaire au grand tunnel.

La deuxième mesure utilisée dans notre étude était le BSA. Nos hypothèses de départ étaient d'obtenir un BSA plus important lors de la stimulation du champ visuel inférieur par rapport au supérieur, et lors de la stimulation du champ visuel gauche par rapport au droit. Dans notre étude, le stimulus visuel comportait peu d'information centrale comparativement à la périphérie. Or, les études antérieures faites au laboratoire de Perception visuelle et psychophysique ont montré que la réponse posturale était principalement due à la stimulation visuelle du champ périphérique, mais aucun résultat significatif n'a été obtenu quel que soit le diamètre du tunnel. Nous aurions peut-être pu avoir un résultat significatif avec un nombre de sujet ou de répétitions plus important. Dans notre étude, l'âge de nos sujets était entre 20 et 30 ans, il aurait été intéressant de tester des personnes âgées. En effet, des études ont montré que les personnes âgées étaient plus sensibles à un flux optique dynamique que les jeunes adultes (Borger et al., 1999[2] ; Poulain et al., 2008[18] ; O'Connor et al., 2007[14]).

Conclusion

Dans un environnement virtuel immersif, l'hémichamp visuel influence la réponse posturale lors d'une stimulation visuelle dynamique. Le champ visuel inférieur entraîne plus d'instabilité que le supérieur, mais aucune différence n'a été montrée entre les hémichamps gauche et droit. Il serait intéressant d'étudier ce phénomène chez les personnes âgées.

Bibliographie

1. Amenedo E., Pazo-Alvarez P., Cadaveira F., Vertical asymmetries in pre-attentive detection of changes in motion direction, Journal of Physiology, 2007 ; 184-189
2. Borger L.L., Whitney S.L., Redfern M.S., Furman J.M., The influence of dynamic visual environments on postural sway in the elderly, Journal of Vestibular Research, 1999 ; 197-205
3. Connolly M., Van Essen D., The representation of the visual field in parvocellular and magnocellular layers of the lateral geniculate nucleus in the macaque monkey, Journal of comparative neurology, 1984 ; 226 : 544-564

4. Corballis P.M, Visuospatial processing and the right-hemisphere interpreter, Brain and cognition, 2003 ; 53 : 171-176
5. Corballis P.M, Funnell M.G, Gazzaniga M.S, Hemispheric asymmetries for simple visual judgments in the split brain, Neuropsychologia, 2002 ; 40 : 401-410
6. Faubert J, Allard R, Effect of visual distortion on postural balance in a full immersion stereoscopic environment, Proceedings of SPIE, 2004 ; 1-10
7. Greffou S, Bertone A, Hanssens J.M, Faubert J, Development of visually driven postural reactivity : A fully immersive virtual reality study, Journal of Vision, 2008 ; 1-10
8. Krigolson O., Heath M., A lower visual field advantage for endpoint stability but no advantage for online movement precision, Experience brain research, 2006 ; 170 : 127-135
9. Lakha L., Humphreys G., Lower visual field advantage for motion segmentation during high competition for selection, Spatial vision, 2005 ; 18 : 447-460
10. Lestienne F, Soechting J, Berthoz A, Postural readjustements induced by linear motion of visual scenes, Experimental Brain Research, 1977 ; 363-384
11. Levine M.W, McAnany J.J, The relative capabilities of the upper and lower visual hemifields, Vision research, 2005 ; 45 : 2820-2830
12. Mattingley J.B, Bradshaw J.L, Nettleton N.C, Bradshaw J.A, Can task specific perceptual bias be distinguished from unilateral neglect ?, Neuropsychologia, 1992 ; 32 : 805-817
13. Maunsell J.H, Van Essen D.C, Topographic organization of the middle temporal visual area in the macaque monkey : representational biases and the relationship to callosal connections and myeloarchitectonic boundaries, Journal of comparative neurology, 1987 ; 266 : 535-555
14. O'Connor K.W, Loughlin P.J, Redfern M.S, Sparto P.J, Postural adaptation to repeated optic flow stimulation in older adults, Gait and Posture, 2007 ; 28 : 385-391
15. Okubo M., Nicholls M.E.R, Hemispheric asymmetries for temporal information processing : transient detection versus sustained monitoring, Brain and cognition, 2008 ; 66 : 168-175
16. Pérennou D.A, Amblard B., Laassel E.L, Pélissier J., Hemispheric asymmetry in the visual contribution to postural control in healthy adults, NeuroReport, 1997 ; 8 : 3137-3141
17. Piponnier J.C, Hanssens J.M, Faubert J, Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment, Journal of Vision, 2009 ; 1-10
18. Poulain I., Giraudet G., Age-related changes of visual contribution in posture control, Gait and posture, 2008 ; 1-7
19. Previc F.H, Functional specialization in the lower and upper visual fields in humans : its ecological origins and neurophysiological implications, Behaviour brain science, 1990 ; 13 : 519-575
20. Regan D., Erkelens C.J, Collewijn H., Visual field defects for vergence eye movements and for stereomotion, Ophthalmology vision sciences, 1986 ; 27 : 806-819
21. Rezac A.A, Dobkins K.R, Attentional weighting : a possible account of visual field asymmetries in visual search ?, Spatial vision, 2004 ; 269-293
22. Rogier E., Hagenbeck and Jan W. Van Strien, Left-right and upper-lower visual field asymmetries for face matching, letter naming, and lexical decision, Brain and cognition, 2002 ; 49 : 34-44
23. Siman-Tov T., Mendelsohn A., Schonberg T., Avidan G., Podlipsky I., Pessoa L., Bihemispheric leftward bias in a visuospatial attention-related network, Journal of neurosciences, 2007 ; 27 : 11271-11278

24. Skrandies W., The upper and lower visual field of man : Electrophysiological and functional differences, dans : OttosonD., editor, Progress in sensory physiology, 1987 ; 1-93
25. Sparto P.J, Redfern M.S, Jasko J.G, Casselbrant M.L, Mandel E.M, Furman J.M, *The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years*. Exp Brain Res, 2006. 168(4): p. 505-16.
26. Van Essen D.C, Newsome W.T, Maunsell J.H, The visual field representation in striate cortex of the macaque monkey : asymmetries anisotropies and individual variability, Vision research, 1984 ; 24 : 429-448